

Wagner Barbosa de Medeiros Júnior

**AVALIAÇÃO NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO DESGASTE
DE PRÓTESES DE QUADRIL METAL-POLIETILENO**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Eduardo Alberto Fancello, D, Sc.

Coorientador: Prof. Carlos Rodrigo de Melo Roesler, Dr. Eng.

Florianópolis
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Medeiros Júnior, Wagner Barbosa de
AVALIAÇÃO NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO DESGASTE DE PRÓTESES
DE QUADRIL METAL-POLIETILENO / Wagner Barbosa de Medeiros
Júnior ; orientador, Eduardo Alberto Fancelló ;
coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. -
Florianópolis, SC, 2016.
207 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação
Multidisciplinar em Saúde.

Inclui referências

1. Saúde. 2. Prótese de quadril. 3. Simulação de
desgaste. 4. Part tribológico Metal- UHMWPE. I. Fancelló,
Eduardo Alberto. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello.
III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de
Pós-Graduação Multidisciplinar em Saúde. IV. Título.

Wagner Barbosa de Medeiros Júnior

AVALIAÇÃO NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO DESGASTE DE PRÓTESES DE QUADRIL METAL-POLIETILENO

Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do Título de “Doutor em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 25 de maio de 2016.

Prof. Armando Albertazzi Jr., Dr. Eng.
Coordenador do Curso

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D. Sc. – Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Rodrigo de Melo Roesler, Dr. Eng. – Coorientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Banca Examinadora:

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D. Sc. – Orientador
UFSC

Prof. Antonio Carlos Shimano, Dr. Eng.
FMRP/USP

Ieda Maria Vieira Caminha, D. SC
INT

Marcia Marie Maru de Moraes, Dr^a. Eng.
INMETRO

Edison da Rosa, Dr. Eng.
UFSC

Paulo de Tarso Rocha de Mendonça, PhD
UFSC

À minha família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Aos professores Rodrigo e Fancello pela orientação.

Aos professores Edison, Gean e Ari pela presteza.

Aos colegas de LEBm, em especial ao Raon, Schappo, Marcelo, Leonardo e Luiz, pelos auxílios.

Aos parceiros de trabalho André, Vinícius, Astor e Patricia.

Ao Rafael e à Maru do INMETRO.

Ao pessoal da Altair do Brasil, em especial ao Adriano.

À minha antiga e à minha nova família.

Aos amigos em geral, que de alguma forma ajudaram na jornada.

Meu muito obrigado a todos.

“A pressão faz diamantes.”
George S. Patton Jr.

RESUMO

Os resultados satisfatórios do tratamento de transtornos da articulação do quadril por meio da artroplastia total têm permitido que seu uso seja estendido a pacientes mais jovens e ativos. Para o tipo de prótese total de quadril mais comumente utilizado (par metal-polietileno) o maior problema limitando o tempo de vida funcional do dispositivo é a soltura asséptica associada à osteólise resultante da reação do tecido biológico contra as partículas formadas pelo desgaste proveniente do contato entre o metal da cabeça femoral da prótese e o polietileno que reveste a fossa acetabular. A diminuição da geração de partículas de desgaste é um desafio do projeto mecânico e dos materiais que compõem o par tribológico. O presente trabalho visa aprofundar o entendimento do desgaste do par metal-polietileno através de ensaios experimentais em condições laboratoriais que simulam a marcha humana, também chamados ensaios tribológicos *in vitro*, e via simulações computacionais que associam medidas da sollicitação mecânica do material com leis de perda de massa por desgaste. Neste sentido foi realizada a análise da morfologia superficial de próteses de cabeça femoral de aço inox e revestimento acetabular de polietileno de ultra alto peso molecular bem como a implementação de um modelo numérico para avaliação dos efeitos dos parâmetros geométricos sobre o desgaste das articulações artificiais. A avaliação experimental se deu em intervalos de 500 mil ciclos de marcha realizados em simulador de marcha humana em um total de 2 milhões de ciclos. Foram realizadas análises via microscopia ótica e via microscopia eletrônica por varredura. Os resultados apontam que as características superficiais dos pares são de fundamental importância para o comportamento das próteses com relação aos mecanismos de desgaste e os mecanismos de adesão, fadiga superficial e abrasão como mecanismos predominantes no processo. A avaliação numérica se deu com a realização de uma malha correspondente à real forma dos componentes acetabulares e com uma geometria adaptativa de acordo com o progresso do fenômeno de desgaste. Os resultados com informações sobre as características macro geométricas dos pares foram obtidos e pôde-se definir a relevância destes parâmetros para os ensaios realizados na presente pesquisa.

Palavras-chave: Simulação de desgaste. Par tribológico metal-UHMWPE. Prótese de quadril.

ABSTRACT

The satisfactory results obtained from the treatment of hip joint disorders by total arthroplasty have allowed its use to be extended to younger and active patients. For most commonly used hip prosthesis type (metal pair-polyethylene), aseptic loosening is the major problem limiting the life of the device. It is associated with the resulting osteolysis of the biological tissue reaction to particles formed by wear from contact between the metal femoral head prosthesis and polyethylene coated on the acetabular cavity. A challenge in the mechanical and materials design when making up the tribological pair is to decrease the generation of wear particles. This study aims to deepen the understanding of the pair metal-polyethylene wear through experimental tests in laboratory conditions simulating the human gait, also called tribological tests *in vitro*, and using computer simulations that combine mechanical stress measurements of material and wear laws. This work was performed in order to analyze the surface morphology of the femoral head prostheses stainless steel and ultra high molecular weight acetabular liner. A numerical model was also implemented to evaluate the effects of geometrical parameters on the artificial joints' wear. The experimental evaluation was performed on human gait simulator for a total of 2 million cycles, with intervals of 500 thousand cycles. Optical microscopy and electron microscopy by scanning were used for analyze the outcomes. The results showed that the surface characteristics of the pairs are of fundamental importance for the behavior of the prosthesis with respect to the wear mechanisms. The numerical evaluation was made using a mesh that corresponded to the actual shape of the acetabular component and an adaptive geometry, according to the progress of wear phenomenon. Results with information about the macro geometric characteristics of the pairs were obtained and it was possible to define the relevance of these parameters for the current work.

Keywords: Wear simulation. Tribological pair metal-UHMWPE. Hip prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Articulação do quadril (Adaptado de NETTER, 2000)	25
Figura 1.2 – Planos e eixos de referência do corpo humano (Adaptado de educacaohoje.no.sapo.pt).....	26
Figura 1.3 – Ilustração do Campo de movimentos do quadril, (a) flexão, (b) extensão, (c) abdução, (d) adução,(e) rotação interna, (f) rotação externa (KAPANDJI, 2000 <i>apud</i> DALLACOSTA, 2011).....	26
Figura 1.4 – Diagrama esquemático de uma prótese (CALLISTER JR, 2012). 29	
Figura 1.5 – Registro sueco de cirurgias de revisão de ATQ no 1º, 2º e 3º ano, respectivamente (www.shpr.se).....	34
Figura 1.6 – Ciclo de marcha humana (http://marchakineticssf.crearblog.com/)	36
Figura 1.7 – Passos e Passada/Ciclo da marcha.....	37
Figura 1.8 – Forças de reação obtidas em plataforma de força. (LI <i>et al.</i> , 2014)	37
Figura 1.9 – Distribuição tri-dimensional da força de contato resultante durante o ciclo da marcha. Os comprimentos das linhas indicam a magnitude da força (Fonte: DAVY <i>et al.</i> , 1988).....	38
Figura 1.10 – À esquerda esquema do osso com suas partes (Adaptado de AVANCINI e FAVARETTO, 1997 <i>apud</i> www.afh.bio.br) e à direita ação combinação da força muscular trativa no trocanter maior (F_t) e a força de contato compressivo na cabeça do fêmur (F_H) (MOW e HUISKES, 2005).....	39
Figura 2.1 – Modos de desgaste em próteses de quadril.....	45
Figura 2.2 – Modelo de dois termos para o processo de desgaste.	47
Figura 2.3 – Área com desgaste por adesão de um acetábulo explantado (BURGER <i>et al.</i> , 2007).	48
Figura 2.4 – Formação e propagação de trinca no mecanismo de desgaste por fadiga.....	50
Figura 2.5 – Revestimento acetabular explantado desgastado por fadiga (BURGER <i>et al.</i> , 2007)	50
Figura 2.6 – Ilustração esquemática da importância relativa dos mecanismos de desgaste atuantes na componente acetabular de próteses de ATQ (Adaptado de WANG <i>et al.</i> , 1998).	52
Figura 2.7 – Taxa de desgaste do UHMWPE contra aço em função da rugosidade superficial do aço (HUTCHINGS, 1992).....	52
Figura 2.8 – À esquerda esquema de arrastamento (<i>entrainment</i>) e à direita esmagamento (<i>squeeze</i>) de fluido.....	53
Figura 2.9 – Definição de microseparação e contato de borda (Adaptado de Besong <i>et al.</i> 2001).....	56
Figura 2.10 – Máquina <i>ADL Hip Simulator</i> da marca AMTI (www.amti.biz). ..	69
Figura 3.1 – Contato entre as asperezas (esféricas) de duas superfícies (Adaptado de PETERSON e WINER, 1980)	75
Figura 3.2 – Distribuição da tensão normal em uma esfera carregada elasticamente contra um plano, segundo o modelo de Hertz.	77

Figura 3.3 – Distância percorrida no contato normal de duas superfícies que fornece a pressão máxima.	78
Figura 3.4 – Perfil de textura (acima) e suas componentes.	81
Figura 4.1 – Fluxograma de Wu <i>et al.</i> (2003).	88
Figura 5.1 – Modelagem dos componentes ensaiados à esquerda, cabeça femoral não polida ao centro e cabeça polida à direita.	92
Figura 5.2 – Máquina utilizada na medição da rugosidade.	93
Figura 5.3 – Diagrama do plano de medição.	94
Figura 5.4 – Medições de forma dos liners à esquerda e cabeças à direita.	95
Figura 5.5 – Nuvem de pontos utilizados para medições de forma.	95
Figura 5.6 – Avaliação gráfica da nuvem de pontos.	95
Figura 5.7 – Esquema das microfotografias via estereoscópio.	96
Figura 5.8 – Montagem dos corpos de prova.	97
Figura 5.9 – Malhas do acetábulo.	100
Figura 5.10 – Região de contato entre as componentes acetabular e femoral da prótese.	100
Figura 5.11 – Aplicação das condições de carregamento e restrição de movimento.	101
Figura 5.12 – Curvas discretizadas – (a) Rotação, (b) Extensão, (c) Adução, (d) Força – pela porcentagem do ciclo de marcha.	102
Figura 5.13 – Vetor unitário d na posição zero (0,0,1).	103
Figura 5.14 – Posições do vetor unitário d no sistema cartesiano.	104
Figura 5.15 – Variação de posição da malha acetabular em 16 diferentes pontos.	105
Figura 5.16 – Vetor C e seu unitário.	106
Figura 5.17 – Vizinhança radial do nó superficial.	108
Figura 5.18 – Vetores de força normal de contato.	109
Figura 5.19 – Fluxograma da simulação numérica realizada.	110
Figura 6.1 – Representação gráfica do desvio da esfericidade inicial dos <i>liners</i>	114
Figura 6.2 – Micrografia do centro dos <i>liners</i> acetabulares.	116
Figura 6.3 – Massas acumuladas de desgaste 22 mm.	118
Figura 6.4 – Massas acumuladas de desgaste 28 mm.	118
Figura 6.5 – Massas acumuladas de desgaste 32 mm.	119
Figura 6.6 – Desgaste acumulado com regressão linear a partir do ponto zero.	119
Figura 6.7 – Desgaste acumulado com regressão linear “livre”.	120
Figura 6.8 – Comparativo entre resultados.	120
Figura 6.9 – Micrografias dos <i>liners</i> em 500 mil ciclos.	121
Figura 6.10 – Micrografias dos <i>liners</i> em 1 milhão de ciclos.	121
Figura 6.11 – Micrografias dos <i>liners</i> em 1,5 milhão de ciclos.	122
Figura 6.12 – Micrografias dos <i>liners</i> em 2 milhões de ciclos.	122
Figura 6.13 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 22A.	123

Figura 6.14 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 22F.	123
Figura 6.15 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 28B.	124
Figura 6.16 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 28D.	124
Figura 6.17 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 32C.	125
Figura 6.18 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o <i>liner</i> 32D.	125
Figura 6.19 – Representação gráfica do desvio da esfericidade final dos <i>liners</i> .	127
Figura 6.20 – Variação média de espessura dos <i>liners</i> .	129
Figura 6.21 – Perfil de deslocamento para a posição 1 com a alteração de geometria de malha para o par de 28mm.	130
Figura 6.22 – Evolução do desgaste numérico para o par de 28mm. (a) 0,5 milhão de ciclos, (b) 1 milhão de ciclos, (c) 1,5 milhão de ciclos e (d) 2 milhões de ciclos.	131
Figura 6.23 – Perfil de desgaste com alteração única de 2 milhões de ciclos.	131
Figura 6.24 – Exemplo de malhas utilizadas por Wu <i>et al</i> (2003), Fialho <i>et al.</i> (2007) e Maxian <i>et al.</i> (1996) da esquerda para a direita.	132
Figura 6.25 – Comparativo entre resultados	133
Figura 6.26 – Trajetórias dos pontos de referência para cálculo do coeficiente de desgaste.	134
Figura 6.27 – Correlação entre diâmetro nominal e taxa média de desgaste	135
Figura 6.28 – Correlação entre espessura nominal e taxa média de desgaste.	135
Figura 6.29 – Variação da taxa de desgaste em relação a espessura de pares tribológicos com diferentes diâmetros.	136
Figura 6.30 – Correlação entre parâmetros geométricos e superficiais e taxa de desgaste.	137
Figura 6.31 – Variação da taxa de desgaste em relação à rugosidade combinada de pares tribológicos com diferentes diâmetros.	137
A associação dos gráficos de taxa de desgaste e valores das rugosidades (R_a) das cabeças femorais é apresentada na Figura 6.32.	137
Figura 6.32 – Variação da taxa de desgaste em relação à rugosidade das cabeças femorais.	138
As folgas radiais inicial e final de cada <i>liner</i> foram calculadas e são apresentadas com as respectivas taxas de desgaste de cada componente acetabular no gráfico da Figura 6.33.	138
Figura 6.33 – Variação da taxa de desgaste em relação a folga radial de pares tribológicos com diferentes diâmetros.	139
Figura 7.1 – Perfil de R_a para cabeça femoral não polida.	140
Figura 7.2 – Perfil de R_a para cabeça femoral polida.	141

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Relação entre o modelo de desgaste de dois termos e os mecanismos de desgaste	47
Tabela 2.2 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Dumbleton <i>et al.</i> (2002).....	58
Tabela 2.3 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Schmalzried <i>et al.</i> (1998).....	60
Tabela 2.4 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Callaghan <i>et al.</i> (2003).....	62
Tabela 2.5 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Hui <i>et al.</i> (2003).....	63
Tabela 2.6 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Heisel <i>et al.</i> (2004).....	63
Tabela 2.7 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Sychterz <i>et al.</i> (2004).....	64
Tabela 2.8 – Taxas de desgaste <i>in vivo</i> Nakahara <i>et al.</i> (2011)	65
Tabela 2.9 – Taxas de desgaste <i>in vitro</i> Liao <i>et al.</i> (2003)	70
Tabela 2.10 – Comparação entre os ensaios <i>in vitro</i> e <i>in vivo</i>	72
Tabela 3.1 – Desgaste do componente de maior dureza	83
Tabela 5.1 – Descrição dos pares tribológicos avaliados.....	92
Tabela 5.2 – Propriedades do UHMWPE a 37°C em solução salina	101
Tabela 5.3 – Equações da curva de deslocamento (ISO 14242-1:2012).....	103
Tabela 5.4 – Equações do carregamento (ISO 14242-1:2012)	103
Tabela 5.5 – Classificação da correlação de acordo com o valor do coeficiente de Pearson.....	111
Tabela 6.1 – Medições iniciais de forma das cabeças femorais.	112
Tabela 6.2 – Medições iniciais de forma dos <i>liners</i> acetabulares.	113
Tabela 6.3 – Medições iniciais de rugosidade (R_a) das cabeças femorais [μm].	115
Tabela 6.4 – Medições iniciais de rugosidade (R_a) dos <i>liners</i> [μm].	115
Tabela 6.5 – Medição da massa cumulativa de desgaste	117
Tabela 6.6 – Medições finais de forma dos acetábulo.....	126
Tabela 6.7 – Medições finais de rugosidade (R_a) dos <i>liners</i> [μm].	128
Tabela 6.8 – Espessuras médias dos <i>liners</i>	129
Tabela 6.9 – Valores de perda de volume por desgaste para 1 ciclo de 2 milhões sem alteração de malha	129
Tabela 6.10 – Resultados do volume de desgaste ao longo da alteração da malha	130
Tabela 6.11 – Coeficientes de desgaste calculados.....	134

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AQ	Artroplastia de quadril
ATQ	Artroplastia total de quadril
C.P.	Corpo de prova
EDTA	Ácido etilenodiamino tetra-acético
HDPE	<i>High density polyethylene</i>
MEF	Método de elementos finitos
MVE	Microscópio de varredura eletrônica
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMO	<i>Principal molecular orientation</i>
UHMWPE	<i>Ultra high molecular weight polyethylene</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

Alfabeto latino:

a	[m]	Raio da circunferência de contato
A	[m ²]	Área da circunferência de contato
c	[m]	Folga radial do par tribológico
C _ε	[m ² /Ns]	Constante da deformação por fluência
dA	[m]	Área infinitesimal
dh	[m]	Profundidade infinitesimal
dQ	[m ²]	Taxa infinitesimal de volume de desgaste por distância percorrida
dS	[m]	Distância infinitesimal
dV	[m ³]	Volume infinitesimal de desgaste
e	[m]	Microseparação
f _a	[m]	Espessura de filme no arrastamento
f _e	[m]	Espessura de filme no esmagamento
E	[Pa]	Módulo de elasticidade
E'	[Pa]	Módulo reduzido de elasticidade
F	[N]	Força de atrito
F _τ	[N]	Força muscular trativa no trocanter maior
F _H	[N]	Força de contato compressiva na cabeça do fêmur
g	[m]	Comprimento de vetor
h	[m]	Profundidade de desgaste
h _t	[m]	Profundidade particular de desgaste
H	[kgf/mm ²]	Dureza
H _d	[kgf/mm ²]	Dureza do corpo mais duro
H _m	[kgf/mm ²]	Dureza do corpo mais mole
I		Incerteza expandida
k _a		Fator de abrangência
k _w	[mm ³ /Nm]	Coefficiente de desgaste dimensional
K		Coefficiente de desgaste
l _m	[m]	Cut-off de medição do R _a
M	[kg]	Massa de desgaste
M _{CP}	[kg]	Massa do corpo de prova
M _{CP0}	[kg]	Massa do corpo de prova seco
M _{CT}	[kg]	Massa do controle
M _{CT0}	[kg]	Massa do controle seco
p	[Pa]	Pressão de contato
p ₀	[Pa]	Pressão de contato máxima
p _m	[Pa]	Pressão de contato média

Q	[m ²]	Taxa de volume de desgaste em relação à distância percorrida
r	[m]	Raio da cabeça femoral
r _a	[m]	Variação do raio de contato
r _m	[m]	Raio do <i>liner</i> acetabular
R _a	[μm]	Rugosidade superficial
R'	[m]	Raio equivalente
S	[m]	Distância total de deslizamento
S _t	[m]	Distância particular de deslizamento
t	[s]	Tempo
u		Incerteza padrão da medição
u _c		Incerteza padrão combinada
U	[m/s]	Velocidade do corpo móvel
V	[m ³]	Volume de desgaste
W	[N]	Carregamento normal
y _n	[m]	Altura dos picos de rugosidade

Alfabeto grego:

α	[m]	Distância vertical de aniquilação de duas asperezas
γ		Covariância
δQ	[m ²]	Taxa de volume de desgaste por distância percorrida para uma aspereza
δV	[m ³]	Volume de desgaste para uma aspereza
δW	[N]	Força de contato para uma aspereza
ε		Deformação por fluência
η	[Ns/m ²]	Viscosidade dinâmica
θ	rad	Inclinação da componente acetabular
ν		Coefficiente de Poisson
ρ	[kg/m ³]	Densidade do UHMWPE
σ	[Pa]	Tensão de contato
σ _e	[Pa]	Tensão de escoamento uniaxial
σ _{VM}	[Pa]	Tensão de Von Mises
φ		Graus de liberdade da medição direta
φ _{ef}		Graus de liberdade efetivos
ω		Desvio padrão
∅	[m]	Diâmetro

SUMÁRIO

1	FUNDAMENTOS DA ARTROPLASTIA TOTAL DE	
QUADRIL		25
1.1	A biomecânica da articulação do quadril	25
1.2	A artroplastia de quadril (AQ)	27
1.3	A prótese total de quadril	27
1.3.1	Descrição da prótese de ATQ	28
1.3.2	Materiais do par tribológico	29
1.4	Falhas do procedimento de ATQ	32
1.5	Carregamento e forças atuantes nas próteses	35
1.5.1	A marcha humana	35
1.5.2	Forças atuantes na articulação durante o ciclo de marcha	37
1.6	Avaliação do desgaste	39
1.7	Objetivos	41
1.7.1	Objetivo geral	41
1.7.2	Objetivos específicos	41
1.8	Estrutura do trabalho	42
2	DESGASTE DE PRÓTESES DE ATQ METAL-	
POLIETILENO		43
2.1	Modos de desgaste da prótese de ATQ	44
2.2	Mecanismos de desgaste do UHMWPE contra superfície dura	45
2.3	Particularidades da relação do desgaste com o atrito no caso de polímeros	50
2.4	Lubrificação de próteses de ATQ	53
2.5	A influência do posicionamento do componente acetabular e da folga do par tribológico no processo de desgaste	55
2.6	A relação numérica entre a taxa de desgaste e a osteólise em ATQ's	57
2.7	Revisão bibliográfica da taxa de desgaste <i>in vivo</i>	58
2.8	Avaliações experimentais do desgaste em próteses de quadril	66
2.9	Revisão bibliográfica da taxa de desgaste <i>in vitro</i>	69
2.10	Avaliação média das taxas de desgaste <i>in vivo</i> e <i>in vitro</i> levantadas	71
3	DESCRIÇÕES MATEMÁTICAS DO FENÔMENO DE	
DESGASTE		75
3.1	Contato mecânico entre superfícies	76
3.1.1	Teoria de Hertz	76
3.1.2	A área real de contato do sistema	80

3.2	A lei de desgaste de Archard.....	81
3.3	Formulação diferencial da lei de Archard	83
4	MODELAGEM DO DESGASTE EM PRÓTESES DE QUADRIL.....	85
4.1	Revisão dos modelos existentes em simulação de desgaste de próteses de ATQ.....	85
5	METODOLOGIA	91
5.1	Metodologia Experimental.....	91
5.1.1	Medição inicial dos parâmetros superficiais e geométricos	93
5.1.2	Ensaio em simulador de desgaste.....	96
5.1.3	Medições finais dos parâmetros superficiais e geométricos	99
5.2	Simulações numéricas.....	100
5.2.2	Cálculo das distâncias percorridas por cada nó da malha ..	105
5.2.3	Cálculo da profundidade de desgaste h e novas coordenadas dos nós	107
5.2.4	Translação dos nós da malha	107
5.2.5	Detalhamento do procedimento	109
5.3	Avaliação da correlação dos parâmetros geométricos e de acabamento superficial com as taxas de desgaste obtidas via simulação numérica e ensaio experimental.....	110
6	RESULTADOS	112
6.1	Resultados dos ensaios experimentais (<i>in vitro</i>).....	112
6.1.1	Análise dimensional inicial.....	112
6.1.2	Rugosidades superficiais iniciais	115
6.1.2	Análise micrográfica inicial	116
6.1.3	Resultado do ensaio de desgaste	117
6.1.4	Micrografias ao longo do ensaio de desgaste.....	120
6.1.5	Análise da superfície final via MEV	122
6.1.6	Análise dimensional final.....	125
6.1.7	Rugosidades superficiais finais.....	128
6.1.8	Variação de espessuras.....	128
6.2	Resultados da simulação computacional do desgaste ...	129
6.2.2	Comparação com resultados da literatura	132
6.2.3	Proposta de coeficiente de desgaste para novas simulações computacionais	133
6.3	Correlações entre os parâmetros geométricos e as taxas de desgaste	134
6.3.1	Relação entre parâmetros geométricos e taxas médias de desgaste numéricas e experimentais.....	134
6.3.2	Relação entre parâmetros geométricos e de acabamento superficial com as taxas de desgaste experimentais.....	136

7	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	140
7.1	Análises dimensionais e ensaio de desgaste.....	140
7.2	Análise micrográfica da superfície acetabular.	143
7.3	Sobre a predição do desgaste.....	146
7.4	Correlação dos parâmetros levantados com os valores de desgaste obtidos	147
7.5	Considerações gerais.....	148
8	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	150
8.1	Conclusões.....	150
8.2	Sugestões para trabalhos futuros.....	150
	REFERÊNCIAS	152
	APÊNDICE A - MICROGRAFIAS.....	164
	APÊNDICE B – O POLIETILENO	200

1 FUNDAMENTOS DA ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL

1.1 A biomecânica da articulação do quadril

A articulação de quadril localiza-se na região pélvica, sendo formada pela cabeça do fêmur que desliza dentro do acetábulo formado pelos ossos que compõem o íliaco (Figura 1.1), e tem como função a realização dos movimentos do quadril e o suporte do peso corporal.

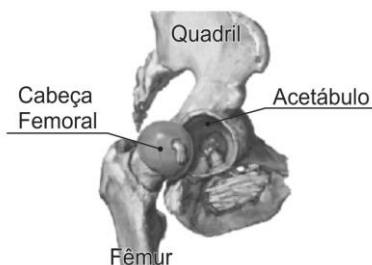


Figura 1.1 – Articulação do quadril (Adaptado de NETTER, 2000)

A cabeça do fêmur e o acetábulo são recobertas por uma camada de cartilagem, com aproximadamente três milímetros de espessura, tendo como função básica a redução do atrito entre as superfícies ósseas e a absorção de choques. O coeficiente de atrito da cartilagem humana, segundo Bruce (2012), tem seu valor na ordem de 0,01. A camada de cartilagem articular é lubrificada pelo fluido sinovial. Quando ocorre a aplicação de uma carga a cartilagem se deforma, efetuando a distribuição de forças sobre uma área mais ampla, reduzindo a tensão de contato. Essa deformação também torna as superfícies de articulação mais conformes facilitando a formação de uma película de lubrificação (ou filme), protegendo a cartilagem do contato direto (STEWART, 2010).

A articulação do quadril é classificada como uma enartrose, ou seja, é uma articulação na qual o osso distal pode se movimentar em vários eixos com um centro comum. A Figura 1.2 apresenta os planos e eixos de referência do corpo humano.

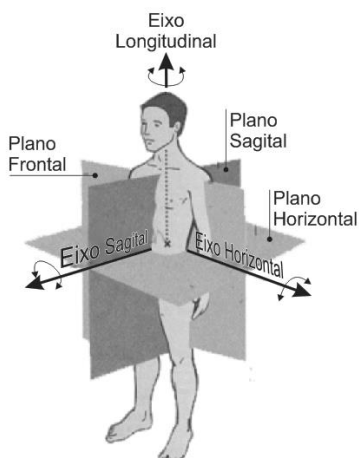


Figura 1.2 – Planos e eixos de referência do corpo humano (Adaptado de educacao hoje.no.sapo.pt)

No plano Sagital dão-se os movimentos de flexão e extensão. Já no plano Frontal (ou Coronal) ocorrem os movimentos de adução e abdução. No plano Horizontal (ou Transversal) se tem e os movimentos de rotação interna e externa (Figura 1.3).

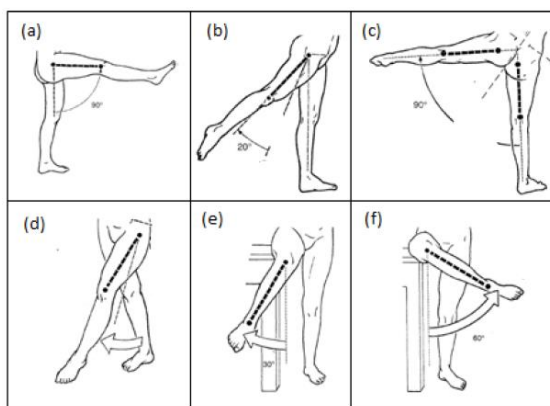


Figura 1.3 – Ilustração do Campo de movimentos do quadril, (a) flexão, (b) extensão, (c) abdução, (d) adução, (e) rotação interna, (f) rotação externa (KAPANDJI, 2000 *apud* DALLACOSTA, 2011).

Do ponto de vista biomecânico, os principais modos de solicitação mecânica impostos à articulação do quadril são aqueles relacionados à transferência de cargas dinâmicas de compressão, flexão e torção para o suporte corporal e a transmissão de movimento aos membros inferiores. As cargas aplicadas podem chegar a valores muito maiores que o peso do paciente.

1.2 A artroplastia de quadril (AQ)

O comprometimento das funções da articulação de quadril, promovendo danos diretos, com a perda de parte da articulação, ou danos com posterior desgaste e rompimento da cartilagem que reveste a articulação, pode acabar por acarretar na exposição do osso que se encontra sob a mesma. O dano causado à cartilagem é permanente e progressivo. O estágio final do processo de destruição da cartilagem é a degeneração da articulação. A apresentação de dores na região inguinal ou da nádega, podendo se irradiar para a perna pode ocasionar disfunções de movimento e faz com que as atividades básicas de pacientes sejam severamente limitadas.

A falha de métodos conservativos de tratamento (fármacos) leva à necessidade de substituição da articulação natural por uma articulação protética, em um procedimento denominado artroplastia do quadril. A artroplastia pode ser parcial, quando o acetábulo natural é preservado, ou total, quando tanto o acetábulo quanto a cabeça femoral naturais são substituídos por componentes artificiais fabricados com biomateriais. Além do benefício aos pacientes a realização de Artroplastias Totais do Quadril (ATQ's) contribui no aspecto sócio econômico, reduzindo gastos com cuidados médicos e com pagamentos de auxílios por incapacidade, diminuindo a dependência de drogas por pacientes e diminuindo a taxa de ausência ao trabalho devido à indisposição (HEFZY e SINGH, 1996 *apud* ROESLER, 2006).

1.3 A prótese total de quadril

A ideia do uso de próteses totais de quadril é antiga, havendo registros de tentativas falhas desde os idos de 1890 por Gluck, na Alemanha. As décadas subsequentes foram marcadas por tentativas com os mais diversos materiais, todas fracassadas. Somente o surgimento das ligas metálicas cromo-cobalto viabilizou o sucesso relativo dessas próte-

ses, haja vista a elevada resistência mecânica dessas ligas. Os primeiros modelos substituíam apenas o componente femoral, tendo a primeira geração de próteses articulares com componentes femoral e acetabular feitos de metal surgido na década de 1950, no Reino Unido por McKee da escola de Norwich e mais tarde na França com Herbert de Aix les Bains (DALLACOSTA, 2011). Essa ideia logo foi abandonada, devido principalmente ao desgaste excessivo e à metalose, reação do organismo causada pela liberação de partículas metálicas que pode levar a um processo inflamatório culminando na soltura do implante.

As primeiras próteses com resultados de sucesso a médio prazo surgiram apenas na década de 1960. Um importante nome da época e desenvolvedor do conceito de artroplastia de baixo atrito foi o renomado cirurgião ortopedista britânico Sir John Charnley. Esse conceito consiste em pares tribológicos com baixo coeficiente de atrito e a cabeça femoral tão pequena quanto a da articulação natural.

Estudos posteriores como o de Clarke *et al.* (1996) afirmam que o tamanho da cabeça femoral é um fator determinante na taxa de desgaste volumétrico da prótese. Uma pequena cabeça femoral diminui o torque necessário para vencer a força de atrito, reduzindo o desgaste e o afrouxamento na interface da prótese com o osso, aumentando assim a vida útil da mesma.

1.3.1 Descrição da prótese de ATQ

Em termos funcionais as próteses de quadril são dispositivos médicos com a finalidade de compensação mecânica da articulação danificada, buscando a restauração da amplitude de movimento articular. Um diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril é apresentado na Figura 1.4.



Figura 1.4 – Diagrama esquemático de uma prótese (CALLISTER JR, 2012).

O dispositivo protético de quadril é constituído pelo implante protético femoral, composto por uma esfera metálica (cabeça) montada sobre uma haste (haste femoral), e pelo implante acetabular, que geralmente é composto por uma casca metálica (*metal back*) que se encaixa na fossa acetabular do quadril e internamente é revestida por uma superfície (*liner*). O encaixe da cabeça do implante protético com o *liner* constitui o par tribológico através do qual a prótese de quadril articula-se.

Com relação ao modo de fixação da prótese no osso hospedeiro, tem-se, via de regra, duas opções: cimentada ou não cimentada, situações que definem a presença ou não do agente de fixação. Na técnica cimentada há a utilização do polimetilmetacrilato (PMMA), também chamado de cimento ósseo para fixar a haste femoral no canal intramedular e o acetábulo na fossa acetabular. Já a fixação não cimentada ou biológica consiste no potencial do osso hospedeiro de crescer internamente aos poros que revestem a haste femoral e a casca acetabular, dispensando o uso de cimento.

1.3.2 Materiais do par tribológico

Inicialmente fabricado em politetrafluoretileno (PTFE - conhecido comercialmente como teflon) o copo acetabular atingia uma alta taxa de penetração anual, o que, associado às reações adversas do tecido em resposta à presença das partículas provenientes do desgaste oriundo do contato acetábulo cabeça femoral, levou à troca de material pelo polietileno de alta densidade (STEINBERG, 2009; POSPULA, 2004; MCKEE, 1982). Embora possua um coeficiente de atrito maior que o teflon, o polietileno tem uma maior resistência ao desgaste, mantendo o

princípio de baixo atrito, com a utilização de um pequeno raio de cabeça do componente femoral e um acetábulo de paredes espessas. Apesar disto o revestimento acetabular polimérico continuou sendo um fator limitante na durabilidade das próteses totais de quadril.

Algumas tentativas de solucionar o problema de produção de partículas, aumentando a resistência ao desgaste com a utilização de diferentes materiais nas superfícies de articulação, podem ser observadas.

Dentre as diversas opções desenvolvidas, Campbell *et al.* (2004), entre outros autores, apresentam três alternativas de composições de pares tribológicos com diferentes materiais, são elas, polietileno de ultra alto peso molecular (cuja sigla em inglês é UHMWPE) reticulado (*crosslinked*) no componente acetabular contra uma cabeça de metal, ou o uso de pares metal-metal ou cerâmica-cerâmica.

O UHMWPE reticulado é uma variante do UHMWPE cujas vantagens são melhorias nas propriedades mecânicas desse material – Dumbleton *et al.* (2002) afirmam que a redução do desgaste pode chegar a 90%. Essa opção gera conflito de opiniões quando se busca um ótimo balanço entre um ganho na resistência ao desgaste/força mecânica e uma perda referente a potencial osteólise, haja vista que ocorrem diferenças nas características morfológicas e no número das partículas submicro-métricas provenientes do desgaste (CAMPBELL *et al.*, 2004). O polietileno reticulado produz partículas de desgaste menores e mais reativas que aquelas produzidas pelo UHMWPE convencional (KNAHR, 2011), sendo que a osteólise é influenciada não só pela quantidade, como também pelo tamanho e forma das partículas. O tamanho de 0,2 μm a 10 μm é considerado o mais ativo biologicamente para a indução da fagocitose (WRIGHT e GOODMAN, 2001) e a quantidade de 1 para cada 1010 partículas por grama de tecido é dada como a quantidade crítica de desencadeamento desse processo (REVELL *et al.*, 1997).

Nos dias atuais existem algumas variações para a reticulação. Kurtz (2004), por exemplo, trata os acetábulos de UHMWPE esterilizados com radiação na faixa de 25 a 40 kGy como feitos de material convencional, enquanto que radiações acima desse limite levam a um material tratado como UHMWPE altamente reticulado. Técnicas de reticulação diversas, envolvendo etapas, controle de temperatura, etc., levam a diversas denominações de polietileno de ultra alto peso molecular reticulados.

Os pares metal-metal, cujo conceito foi reintroduzido nos dias atuais devido ao avanço tecnológico de materiais e técnicas de acabamento superficial (DALLACOSTA, 2011; STEINBERG, 2009; CAMPBELL *et al.*, 2004), fornecem alta resistência ao desgaste e a vantagem do autopolimento, porém os efeitos a longo prazo dos íons metálicos em células e tecidos do corpo são ainda desconhecidos.

A combinação cerâmica-cerâmica possui alta biocompatibilidade e baixa taxa de desgaste, porém, apesar de rara, a fratura da cabeça ou do acetábulo cerâmicos pode ser um acontecimento catastrófico. Segundo Tipper *et al.* (2001) ocorre uma discrepância entre as taxas de desgaste e tamanho de partículas obtidas *in vitro* e as encontradas em próteses explantadas. Além disso, o fato de a resposta do corpo humano às partículas de tamanho nanométrico formadas no desgaste da cerâmica ainda não ser conhecida também gera um entrave na utilização continuada desse tipo de par tribológico.

O uso de pares metal-metal e cerâmica-cerâmica, chamados também de superfícies dura em dura, é adequado para articulações de cabeça femoral de grande diâmetro, que têm como vantagens uma melhor amplitude de movimento e maior estabilidade com redução do risco de luxação (WELLER *et al.*, 2009).

Há também estudos que investigam o uso do par cerâmica-polietileno. Tipper *et al.* (2001) comparam em simulador o desgaste sofrido por essa combinação, com as já citadas metal-metal e cerâmica-cerâmica, chegando à conclusão de que o par cerâmica-polietileno produz volumes de desgaste menores que o par metal-polímero, porém o volume gerado ainda é considerável e a maior parte das partículas de desgaste isoladas na análise apresentam-se na faixa de tamanho mais ativa biologicamente.

Além dessas composições mais comuns pode existir outras combinações, como cerâmica-metal e pares cujo material consiste em um substrato de metal que faz uma transição para a superfície exterior cerâmica (como exemplo tem-se o comercialmente chamado oxinium, que se trata de uma liga metálica de zircônio que faz uma transição para a superfície exterior de óxido de zircônio cerâmico, fazendo o par com polietileno).

Face ao exposto observa-se que ainda não há conhecimento suficiente para a definição precisa do melhor par tribológico para a prótese total de quadril. Porém, o conhecimento dos efeitos biológicos, devido ao grande número de trabalhos com resultados *in vivo* (considerando o fato de não se ter, em abundância, dados de longo prazo sobre as consequências do uso de novas superfícies, como, por exemplo, a reação às

partículas soltas no desgaste e potenciais respostas biológicas, como o surgimento de células cancerígenas), e a relação custo benefício (relação entre os custos de um implante, a idade do paciente e a probabilidade de uma cirurgia de revisão) ainda fazem com que as superfícies de contato mais comumente utilizadas nas técnicas modernas de artroplastia total de quadril consistam em uma cabeça femoral esférica metálica articulando contra um copo macio de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE – reticulado com suas variações ou convencional). Mesmo que o polietileno apresente um maior volume de desgaste quando comparado a outros materiais. Como exemplo do melhor custo-benefício do uso do par metal-UHMWPE, pode ser tomado o estudo de Bozic *et al.* (2006) no qual se observa que um par alternativo ao par metal-UHMWPE (convencional), com um incremento de valor de U\$ 2000,00, seria justificável para uma população na faixa etária dos 50 anos somente se houvesse uma redução de ao menos 18,7% nas falhas da prótese (consequentemente nas cirurgias de revisão) nos primeiros 20 anos. Em termos estatísticos, a mesma prótese não reduziria os números de revisão em 20 anos para uma população acima dos 63 anos, não justificando o uso de um par alternativo ao metal-UHMWPE a partir dessa idade.

1.4 Falhas do procedimento de ATQ

A falha do procedimento de ATQ pode estar relacionada diretamente ao funcionamento da prótese (fraturas e desgaste do dispositivo protético, por exemplo), bem como à resposta biológica do paciente e a possíveis deslocamentos de posição do implante que pode ocasionar perda de fixação e por consequência a perda de funcionalidade da substituição.

A soltura asséptica da prótese é o principal fator limitante do procedimento a médio e longo prazo (HUKKANEN *et al.*, 1997; WRIGHT e GOODMAN, 2001; WANG *et al.*, 2004). Tal soltura pode se dar devido à resposta do tecido às partículas oriundas do desgaste do par tribológico da articulação do implante, incitando o sistema imunológico a uma reação inflamatória crônica (WRIGHT e GOODMAN, 2001). Sendo assim, o desgaste se torna um fator importante na análise e estimativa de vida útil da prótese, sendo a relação entre eles inversamente proporcional.

O tecido em torno do implante reage à presença dos detritos resultantes do desgaste, convocando células chamadas macrófagos¹ que envolvem e tentam destruir estas partículas. Como as partículas resultantes não são degradáveis, a reação imunológica ocorre de forma contínua com a convocação sucessiva de macrófagos que acabam por se fundir formando células gigantes multinucleadas e um tecido degenerado chamado granuloma.

Essa ocorrência desencadeia uma cascata de eventos que culmina na reabsorção do osso periprotético. O carregamento intermitente no sistema osso-implante distribui as partículas de desgaste e seus subprodutos, constituintes celulares e mediadores inflamatórios para locais mais remotos ao longo da interface osso-implante, dando continuidade ao processo de perda óssea e, conseqüentemente, o enfraquecimento da região de implantação da prótese (WRIGHT e GOODMAN, 2001; BEVILL *et al.*, 2005; AFATTATO *et al.*, 2008; STACHOWIAK, 2006; MALL *et al.*, 2010).

O processo de soltura é gradual, não associado à infecção do tecido, através do qual a integridade mecânica da interface osso-implante é perdida, e um tecido fibroso é formado entre as duas superfícies. Um gradual aumento na espessura desta camada macia ocorre com o tempo e como resultado o paciente desenvolve dor e restrições funcionais.

A soltura da prótese pode provocar a fratura do osso hospedeiro. Além disso, os processos de falha por soltura gradual da prótese envolvem a transferência de cargas dinâmicas da articulação para o fêmur. Essas cargas causam tensões e deformações excessivas, podendo danificar os componentes da prótese, o cimento de fixação e/ou a adesão interfacial. Além disso, podem causar reações biológicas no osso e na interface que podem ou não ser associadas ao carregamento mecânico

A osteólise não é causada exclusivamente pela produção de partículas. Ela pode ser ocasionada pela flutuação de pressão na interface osso-implante (VAN DER VIS *et al.*, 1998) que provavelmente causa a morte dos osteócitos. Esse fenômeno não deve ser confundido com o *stress-shielding*².

¹ Os macrófagos são as primeiras células a serem ativadas para participar de uma resposta imunológica quando o organismo é exposto a fatores exógenos como, por exemplo, bactérias, vírus, fungos, venenos, dentre outros.

² *Stress-shielding* (compartilhamento de tensões) é a perda de massa óssea provocada pela alteração no campo de tensões no volume ósseo, devido à colocação da prótese. É um efeito biomecânico, ou seja, depende da interação de fatores mecânicos e a resposta celular dada pelo recrutamento e ação de osteoblastos e osteoclastos frente a estes estímulos.

A soltura ainda é o principal fator de causa de falhas em ATQ's na compilação de dados dos últimos anos encontrada no Registro Nacional de Artroplastias de Quadril da Suécia (2014) (Figura 1.5).

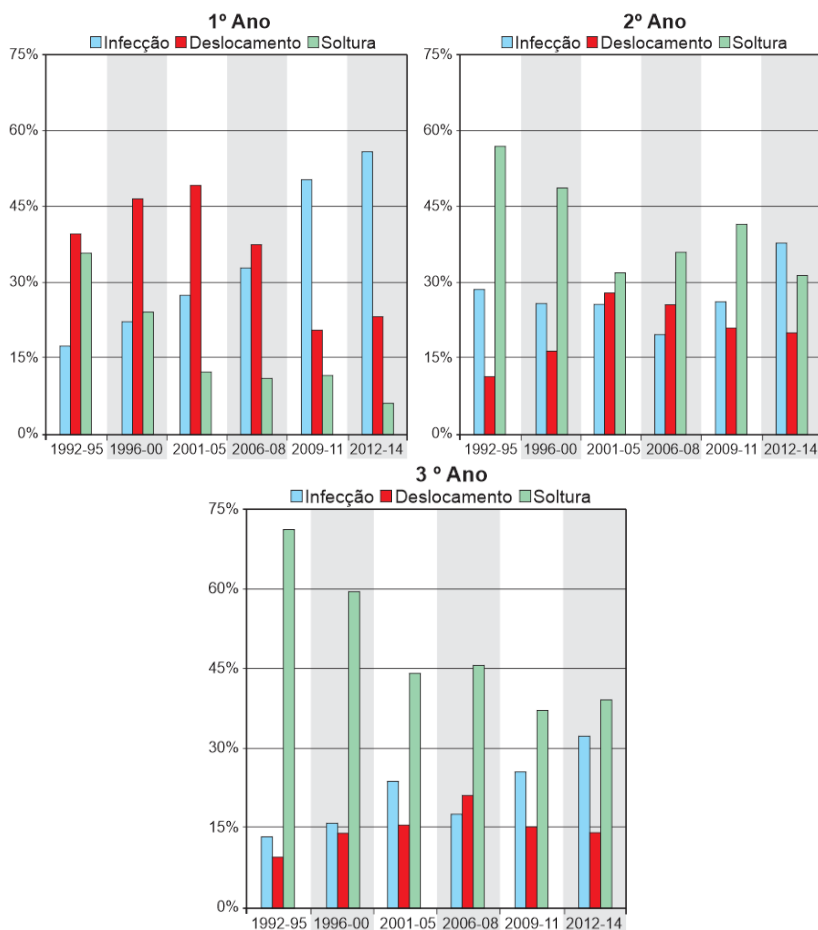


Figura 1.5 – Registro sueco de cirurgias de revisão de ATQ no 1º, 2º e 3º ano, (adaptado do registro acessado em www.shpr.se).

Uma vez que as partículas resultantes do desgaste resultam em destruição óssea progressiva e soltura dos componentes, levando à falha funcional da artroplastia do quadril, o conhecimento do fenômeno de

desgaste da superfície articular artificial é o grande desafio para a longevidade da reconstrução protética. Portanto, para melhorar o desempenho de próteses de quadril torna-se importante estimar, na fase de projeto destes componentes, a taxa de desgaste associada a cada modelo de prótese desenvolvido.

O desgaste das superfícies de contato é influenciado pelo carregamento mecânico funcional, pela cinemática da articulação, pela geometria das superfícies de contato, pelo grau de atividade dos pacientes, pela técnica cirúrgica empregada, pelo posicionamento relativo dos componentes na articulação e pelos materiais utilizados na fabricação do copo acetabular (*liner*) e cabeça femoral (cabeça da prótese).

Para o par tribológico metal-polietileno de ultra alto peso molecular, o desgaste que ocorre no contato da cabeça metálica da prótese com a camada de UHMWPE que reveste internamente o acetábulo artificial resulta em deformações provocadas nas superfícies articulares (em especial no polietileno) e em uma reconfiguração na distribuição de tensões, sendo esses fatores importantes a serem considerados. Além da alteração dimensional do componente devido ao desgaste, soma-se a deformação plástica do polietileno, que corresponde a uma parcela significativa na mudança de forma do copo acetabular, haja vista que a tensão de escoamento do polietileno é relativamente baixa (SAIKKO *et al.*, 1993).

1.5 Carregamento e forças atuantes nas próteses

O carregamento aplicado à articulação do quadril está relacionado ao tipo, velocidade e intensidade do movimento. Um modelo de carregamento bem definido e muito utilizado é o que ocorre durante a marcha humana.

1.5.1 A marcha humana

No processo de locomoção o corpo ereto e em movimento se apoia sobre uma das pernas e depois sobre a outra. A alternância cíclica da função de apoio de cada perna com a existência de um período de transferência (ambos os pés no solo) caracteriza a marcha (TELLINI e SAAD, 1997 *apud* STAUB, 2005).

Durante a marcha ocorrem sucessivas rotações da pelve sobre a cabeça do fêmur e em função da alternância de pontos de apoio (pé esquerdo e pé direito) ocorre um movimento lateral da pelve também.

Um ciclo de marcha normal se divide basicamente em duas fases, quais sejam apoio e balanço (ou oscilação). No apoio o pé do

membro de referência está em contato com o solo, na fase de balanço o membro inferior observado está avançando no espaço. Por exemplo, se o membro inferior direito é o membro de referência, quando este estiver em sua fase de apoio o membro inferior esquerdo estará na fase de balanço. Portanto, um ciclo completo de marcha acontece quando se tem uma fase de apoio dos membros direito e esquerdo. Em uma velocidade normal de marcha a fase de apoio corresponde a 60% do ciclo, cabendo à fase de balanço os outros 40%. A Figura 1.6 mostra um evento de marcha normal e as fases que se apresentam.

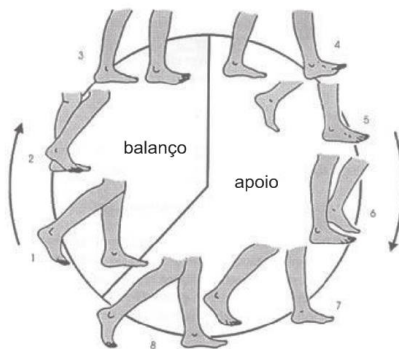


Figura 1.6 – Ciclo de marcha humana
(<http://marchakineticgsf.crearblog.com/>)

Uma maneira mais simples de se explicar a marcha humana é o conceito de passos e passadas. A Figura 1.7 ilustra os passos e passadas, sendo que uma passada corresponde a dois passos e é equivalente a um ciclo da marcha.

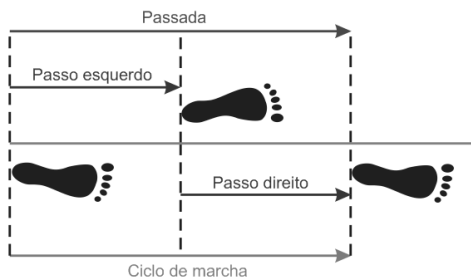


Figura 1.7 – Passos e Passada/Ciclo da marcha.

O intervalo no qual o peso do corpo é transferido de um pé para o outro (momento no qual os dois pés estão em contato com o solo ao mesmo tempo) recebe o nome de duplo apoio. A Figura 1.8 apresenta curvas de força obtida em plataforma durante os diferentes instantes de um ciclo de marcha para uma pessoa normal, uma que sofreu um procedimento de ATQ e a curva utilizada pela norma ISO 14242-1:2012.

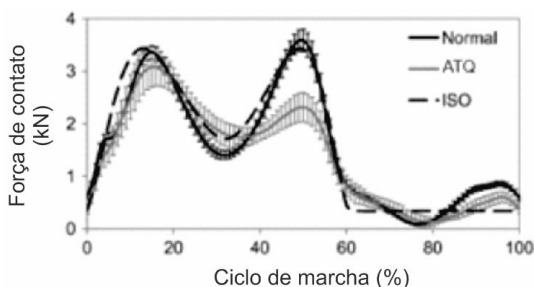


Figura 1.8 – Forças de reação obtidas em plataforma de força. (LI *et al.*, 2014)

1.5.2 Forças atuantes na articulação durante o ciclo de marcha

As forças que atuam na articulação do quadril *in vivo* podem ser determinadas a partir de próteses instrumentadas com sensores de deformação e coletadas a partir de técnicas de aquisição de sinais via telemetria. Bergmann *et al.* (2001) obtiveram dados realísticos das forças de contato na articulação do quadril para a caminhada lenta, com velocidade de aproximadamente 4 km/h, registrando picos de força entre 211% e 285% do Peso Corporal (PC).

O ponto de aplicação da força na cabeça da prótese não varia substancialmente durante a fase de apoio da marcha. Brandy *et al.* (1994) fizeram uso de próteses instrumentadas e modelos matemáticos

para mensurar as forças de contato no quadril, obtendo curvas teóricas e experimentais semelhantes. Quanto à orientação das forças de contato resultantes na articulação da prótese, Davy *et al.* (1988) relatam que ocorre uma variação em um intervalo relativamente reduzido durante a fase de apoio da marcha, sendo que geralmente a força de contato na cabeça posiciona-se na região anterior/superior, conforme ilustrado na Figura 1.9. A magnitude da força é maior durante a fase de apoio e move-se muito pouco com respeito ao componente femoral durante o ciclo de marcha.

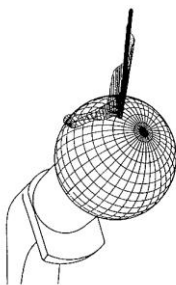


Figura 1.9 – Distribuição tri-dimensional da força de contato resultante durante o ciclo da marcha. Os comprimentos das linhas indicam a magnitude da força (Fonte: DAVY *et al.*, 1988)

A solicitação de torção na parte medial do fêmur resulta da configuração geométrica, associada à transmissão de forças da articulação do quadril para a metáfise³ do fêmur, dada pela angulação combinada nos planos frontal e sagital entre a cabeça do fêmur e seu corpo, bem como da ação combinada da força muscular trativa no trocanter maior (F_T) e a força de contato compressiva na cabeça do fêmur (F_H) que agem de modo a produzir a torção do eixo femoral (Figura 1.10).

³ Metáfise é a porção de um osso longo que fica situada entre as epífises (extremidades) e a diáfise (parte média do osso). É formada por um tecido ósseo esponjoso.

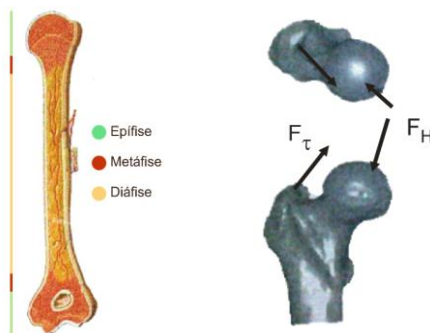


Figura 1.10 – À esquerda esquema do osso com suas partes (Adaptado de AVANCINI e FAVARETTO, 1997 *apud* www.afh.bio.br) e à direita ação combinação da força muscular trativa no trocanter maior (F_{τ}) e a força de contato compressivo na cabeça do fêmur (F_H) (MOW e HUISKES, 2005).

1.6 Avaliação do desgaste

As avaliações do desgaste de diferentes projetos de próteses de quadril objetivam determinar a taxa de desgaste e a sua dependência com as condições de uso da prótese tais como o carregamento, o lubrificante, e as variações de movimento e temperatura (AFFATATO *et al.*, 2008). Três categorias de pesquisas para avaliação do desgaste em próteses de quadril podem ser distinguidas: investigações clínicas, ensaios em laboratórios e análises numéricas (WU *et al.*, 2003).

As avaliações clínicas são realizadas através de medições baseadas em imagens radiológicas de pacientes que permanecem com a prótese, como pode ser visto em diversos estudos, tais quais os de Albuquerque e Vidal (1997), e através de medições de componentes removidos de pacientes em cirurgias de revisão como pode ser observado, por exemplo, no trabalho de Hall *et al.* (1996). Nos estudos clínicos, a obtenção de copos acetabulares provenientes de cirurgias de revisão em quantidade suficiente para investigação do desgaste é geralmente demorada e, conseqüentemente, são poucos os dados de referência. Na prática, a profundidade de desgaste e as perdas em volume têm comportamento tridimensional e, portanto torna-se difícil obter resultados precisos a partir de filmes bidimensionais de raios-X. O desgaste é frequentemente estimado através da medição da penetração da cabeça femoral no *liner*. Essa penetração é multifatorial, incluindo componentes de desgaste e deformação, sendo, portanto, necessário separar esses dois fatores para melhor avaliar o desgaste verdadeiro *in vivo*.

As análises experimentais são realizadas através de equipamentos tais como pino em disco e/ou simuladores da articulação do quadril, ambos sob condições específicas de carga, deslocamento e lubrificação. Os testes do tipo pino em disco aplicam-se à determinação de propriedades tribológicas, tais como coeficiente de atrito dos materiais que compõem o par tribológico da prótese, sendo considerados, portanto, testes de matéria-prima. Para avaliar a taxa de desgaste de projetos específicos de próteses de quadril são necessários ensaios sobre o produto de modo que a geometria da articulação cabeça femoral-acetábulo é incluída na análise. Estes experimentos de desgaste utilizam simuladores de quadril projetados para replicar os movimentos da articulação natural em condições que buscam a semelhança do que ocorre *in vivo*. Uma grande restrição quanto à realização de ensaios *in vitro* de próteses de ATQ reside no custo dos equipamentos comerciais (simuladores de quadril), cujo valor gira em torno de centenas de milhares de dólares americanos para um equipamento com 6 (seis) estações de trabalho (capaz de ensaiar 6 próteses simultaneamente). Além da dificuldade de acesso ao equipamento, essa abordagem experimental ainda apresenta problemas associados ao custo e tempo despendidos nos ensaios propriamente ditos. Apesar da existência de normas técnicas específicas para estes ensaios (por exemplo a ISO 14242-1 – *Implants for surgery – Wear of total hip-joint prosthesis – Part1: Loading and displacement parameters for wear testing machines and corresponding environmental conditions for test*, com tradução para o português na NBR ISO 14242-1), ainda há um grande debate entre os pesquisadores sobre a escolha do posicionamento da prótese durante o ensaio (posição anatômica x posição invertida), sobre os graus de liberdade e magnitude de forças aplicadas nos corpos de prova e sobre o lubrificante mais adequado para simular o meio fisiológico (AFFATATO *et al.*, 2008). Todos estes parâmetros afetam a taxa de desgaste registrada.

A simulação computacional do desgaste através do método dos elementos finitos é empregada para relacionar as tensões de contato e as distâncias e trajetórias de desgaste na camada de revestimento acetabular com a finalidade de estimar quantitativamente o desgaste do *liner* na ATQ, e pode ser aplicada como método alternativo nas etapas de desenvolvimento de projeto de novas propostas de modelos e materiais para próteses totais. Entre os problemas relacionados à simulação numérica aparece a necessidade do modelo de comportamento do material adotado contemplar as características não lineares e por vezes anisotrópicas

de alguns materiais e o fato da resistência das superfícies ao desgaste não ser uma propriedade exclusivamente intrínseca dos materiais, pois além de depender de propriedades físicas, químicas e mecânicas depende também das variáveis que caracterizam o sistema tribológico, tais como ambiente, lubrificação, temperatura, tipo de contato, rugosidade das superfícies, grau de conformidade geométrica do par, condições de operação, entre outras (AFFATATO *et al.*, 2008; WRIGHT e GOODMAN, 2001).

1.7 Objetivos

1.7.1 Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo a pesquisa e desenvolvimento de testes pré clínicos experimentais e numéricos para a avaliação e previsão do desgaste em um modelo de prótese de quadril.

1.7.2 Objetivos específicos

- 1) Implementar um modelo computacional baseado no método de elementos finitos que permita acoplar a informação de tensões/deformações dos componentes assim como pressões de contato com os modelos de desgaste disponíveis na literatura (modelo de Archard) de maneira a viabilizar a execução de simulações do processo.
- 2) Analisar a sensibilidade do modelo de acordo com a variação de parâmetros como tamanho da cabeça femoral, espessura do revestimento de polietileno, diâmetro do par, posicionamento do sistema, etc.
- 3) Executar ensaios experimentais utilizando um simulador de quadril com estações da marca AMTI para diferentes lotes de próteses, verificando as alterações de parâmetros de projeto do par tribológico (tamanho da cabeça femoral, espessura do revestimento de polietileno, diâmetro, esféricidade e rugosidade), buscando uma relação entre esses parâmetros e o coeficiente de desgaste.
- 4) Identificar os mecanismos de desgaste dominantes durante o processo de desgaste.

1.8 Estrutura do trabalho

O capítulo 1 do presente trabalho apresenta uma introdução ao assunto, trazendo fundamentos da articulação do quadril, artroplastia, próteses e tipos de avaliação desses dispositivos e procedimento. Os objetivos são apresentados ao fim do capítulo.

No item 2 são expostas informações acerca do desgaste de próteses do tipo metal-polietileno, com dados levantados em revisão bibliográfica. Ao final do capítulo uma avaliação dos valores obtidos para taxas de desgaste é feita.

O 3º capítulo apresenta descrições matemáticas para o desgaste. Faz-se a exposição da teoria de desgaste de Archard, baseada na teoria de contato de Hertz e na área real de contato.

O item 4 exhibe o estado da arte para a modelagem numérica via elementos finitos do desgaste.

A metodologia da pesquisa realizada é apresentada no capítulo 5.

O capítulo 6 traz os resultados que são discutidos no capítulo 7.

Por fim, as conclusões e considerações finais são encontradas no capítulo 8.

O apêndice A traz as micrografias realizadas ao longo dos ensaios experimentais, enquanto o item B apresenta uma revisão sobre o polietileno de uso em próteses de quadril.

2 DESGASTE DE PRÓTESES DE ATQ METAL-POLIETILENO

Desgaste é um dos processos que ocorrem quando superfícies de componentes são sujeitas a carregamento e movimentos relativos como deslizamento ou rolamento (PETERSON e WINER, 1980).

O desgaste, sendo uma propriedade de um sistema tribológico imposto, pode ser caracterizado pelo deslizamento relativo de duas superfícies em contato, com a possibilidade de existir entre elas um lubrificante, partículas oriundas do processo, bem como outras substâncias, como contaminantes e abrasivos. O processo de desgaste é, portanto, um fenômeno interfacial complexo, envolvendo micro eventos em uma camada superficial (MELLO, 1994).

Por ser uma propriedade do sistema tribológico, o desgaste não é uma propriedade intrínseca dos materiais. As propriedades das quais depende são propriedades mecânicas dos dois materiais em contato, composição material, microestrutura, fases químicas, processo de preparação da superfície, rugosidade superficial, projeto mecânico do testador de desgaste, geometria de contato, movimento e velocidade relativa, carregamento, alinhamento, vibração, interações químicas, temperatura, pressão, método de lubrificação, composição do lubrificante, e gases contidos no ambiente (STACHOWIAK, 2006).

O mecanismo de desgaste pode ter naturezas variadas, sendo importante distinguir sua característica fundamental, que é a mudança na aparência da superfície de deslizamento, relativa aos danos causados quando o sistema funciona sob condições de desgaste, também denominados modos de desgaste (AFFATATO *et al.*, 2008).

Weller *et al.* (2009) afirmam que o desgaste de pares tribológicos do tipo cabeça femoral dura e revestimento acetabular mole é um desgaste a seco.

Stewart (2010) afirma que em próteses totais de quadril do tipo metal-UHMWPE o contato das asperezas das superfícies e o desgaste não pode ser evitado. A relativa maciez e alta rugosidade do polietileno quando em movimento relativo com o metal o deixam suscetível ao polimento⁴ ou brunimento⁵, que pode reduzir a aspereza. A folga radial⁶ ($\approx 0,125\text{mm}$) nas próteses implica em um menor tamanho do raio equi-

⁴ Processo de alisamento da superfície por outra superfície ou partículas, que resulta na modificação da rugosidade superficial

⁵ Processo mecânico de usinagem por abrasão

⁶ Folga existente no par tribológico

valente correspondente, fazendo com que a camada de filme gerada pelo fluido lubrificante não seja suficiente para influenciar nos mecanismos de desgaste. O raio equivalente se trata da soma dos inversos dos raios da cabeça femoral e do componente acetabular e é um parâmetro utilizado na análise da espessura de filme lubrificante.

Para o UHMWPE, uma camada fina de moléculas bastante orientadas e com fraca aderência é transferida durante o movimento relativo sem rotação, tornando o atrito dinâmico baixo. Essa transferência que forma uma película de filme se dá de forma isotérmica. A formação dessa camada interfacial leva a baixos coeficientes de atrito com elevado desgaste (STACHOWIAK, 2006).

A rotação combinada com o movimento linear interrompe o processo de transferência altamente orientada. O fato de o desgaste do UHMWPE a seco ser reduzido se dá, portanto, pelo fato de a alta dissipação de energia por um elevado atrito promover a formação de uma camada de transferência mais fortemente ligada (STACHOWIAK, 2006). O contato polímero metal, sem a presença de lubrificantes, apresenta, portanto, uma auto lubrificação proveniente da camada de transferência do polímero, para o caso de polímeros semicristalinos. Ainda segundo Stachowiak (2006) para o contato lubrificado pelo fluido sinovial a taxa de desgaste irá aumentar devido à supressão da formação do filme de transferência do acetábulo polimérico para a cabeça femoral metálica.

2.1 Modos de desgaste da prótese de ATQ

Wright e Goodman (2001) indicam quatro modos distintos para o desgaste de próteses de quadril (Fig. 2.1). O primeiro modo está associado à superfície de contato da articulação (cabeça-*liner*), o segundo, terceiro e quarto modos ocorrem em articulações não intencionais, resultantes de falha dos materiais da prótese, do projeto ou da técnica cirúrgica.

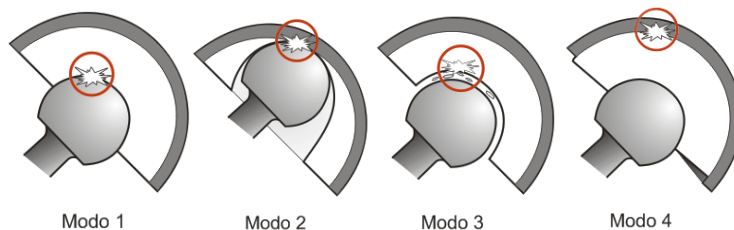


Figura 2.1 – Modos de desgaste em próteses de quadril (Elaborada pelo autor)

O primeiro modo se dá pela articulação das superfícies de rolamento. Em outras palavras, ocorre devido ao atrito proveniente do movimento relativo entre o revestimento do acetábulo e a cabeça femoral.

O segundo modo se dá quando a cabeça femoral entra em contato com a casca metálica do componente acetabular provocando um contato articulado entre essas superfícies.

O terceiro modo se dá pela articulação das superfícies de rolamento com a presença de partículas de terceiro corpo como, por exemplo, partículas de cimento ósseo, metal, osso, etc.

O quarto e último modo se dá pelo movimento relativo de superfícies que geram uma articulação secundária, como, por exemplo, o deslizamento da camada de polietileno sobre a cápsula metálica (*metal back*).

2.2 Mecanismos de desgaste do UHMWPE contra superfície dura

Segundo Affatato *et al.* (2008) uma possível classificação geral de desgaste é a divisão em duas categorias, quais sejam, fase única e fases múltiplas. Na primeira um sólido, líquido ou gás se move com relação à superfície de deslizamento causando remoção de material dessa superfície. Na segunda categoria ocorre o surgimento de uma segunda fase (partículas, aspereza, etc.) que produz verdadeiramente o desgaste.

O desgaste de próteses articulares se dá através de cinco mecanismos principais, quais sejam, adesão, abrasão, presença de terceiro corpo, fadiga e corrosão (LITSKY, 1994 *apud* DALLACOSTA, 2011).

Stachowiak (2006) simplifica os mecanismos de desgaste do UHMWPE nas próteses de ATQ. Segundo o autor o polietileno sofre desgaste por abrasão e delaminação (decorrente da fadiga) e as tensões à que o material é submetido são menores que 10MPa, muito abaixo da tensão limite de escoamento do polímero.

Stewart (2010) afirma que nos contatos envolvendo polietileno a interação entre as asperezas do par tribológico acarreta em desgaste através dos mecanismos de abrasão, adesão e fadiga, ocorrendo primeiramente em escala microscópica de magnitude similar às asperezas superficiais. Além disso, aponta que em próteses de quadril a superfícies são submetidas a baixas tensões ($\sim 5\text{MPa}$) o que faz com que a delaminação não se torne tão significativa.

Wang *et al.* (1998) apontam tensões entre 3MPa e 6MPa atuando sobre as articulações de quadril, muito abaixo das tensões limites de escoamento do polietileno, o que implica em contatos inteiramente elásticos. Sob níveis elevados de atrito por deslizamento o volume do componente acetabular deverá se deformar elasticamente, embora a camada superficial possa sofrer deformação plástica.

Bartenev e Lavrentev (1981) indicam que o desgaste de polímeros pode ser separado em desgaste por fadiga e abrasão, sendo que para o atrito em superfícies mais duras, com pouca liberação de calor, o mecanismo de desgaste mais importante é a fadiga.

A literatura clássica classifica o mecanismo de desgaste em diversas categorias, sendo os tipos mais importantes o abrasivo, o adesivo, de fadiga, *fretting* (de atrito), o erosivo e o corrosivo (PETERSON e WINER, 1980; AFFATATO *et al.*, 2008).

Pode-se descrever o desgaste de acordo com o comportamento de cada mecanismo sobre uma região delimitada do contracorpo. A figura 2.2 apresenta o modelo de dois termos para o processo de desgaste. Nela pode-se ver a divisão da região de contato do corpo mais mole entre interfacial e coesiva.

O desgaste coesivo abrange os mecanismos de abrasão e fadiga, envolvendo grandes volumes de deformação e pequenas taxas de deformações. O desgaste interfacial é oriundo da dissipação de energia através de uma zona superficial da região de contato do par tribológico, envolvendo elevadas tensões cisalhantes e taxas de tensão em uma camada muito fina de material (SUH e SAKA, 1978).

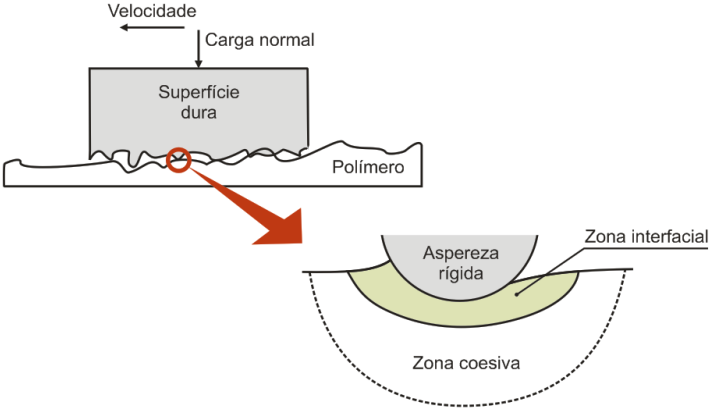


Figura 2.2 – Modelo de dois termos para o processo de desgaste (Elaborada pelo autor).

A Tabela 2.1 apresenta uma sistematização dos quatro principais mecanismos do processo de desgaste.

Tabela 2.1– Relação entre o modelo de desgaste de dois termos e os mecanismos de desgaste

Modelo 2 termos	Mecanismo de desgaste
Coesivo	Abrasão
	Fadiga
Interfacial	Adesão
	Corrosão

A descrição destes quatro mecanismos é detalhada a seguir.

Mecanismo adesivo: gerado pelo deslizamento entre duas superfícies é um mecanismo de desgaste interfacial. Ocorre quando asperidades de superfícies opostas se fundem de maneira suficientemente forte (pois nas irregularidades superficiais o contato é mais intenso, surgindo forças de interação atômicas) para resistir ao deslizamento, o que ocasiona a ruptura, que ao não se dar no plano de adesão original pode acarretar na transferência de matéria de uma superfície para outra, surgindo daí o desgaste adesivo (AFFATATO *et al.*, 2008).

Na prótese de ATQ metal-polietileno as imperfeições de usinagem encontradas na cabeça metálica podem gerar pontos de maior contato entre as superfícies deslizantes.

O fenômeno mais importante deste mecanismo é a formação de uma película de material transferido à superfície de maior dureza. Nas próteses de ATQ a adesão se caracteriza pelo depósito de pequenas porções do polietileno na superfície da cabeça femoral metálica, devido às cargas de compressão e cisalhamento causadoras de deformações plásticas localizadas. Essas deformações são seguidas de trincas e consequente rompimento do material que se desprende, formando pequenas cavidades ou vazios no componente acetabular.

A Figura 2.3 mostra a forma do desgaste por adesão de um acetábulo de UHMWPE explantado.

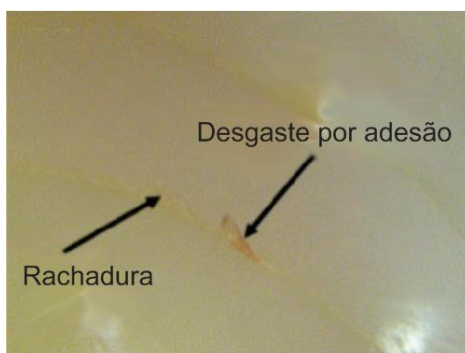


Figura 2.3 – Área com desgaste por adesão de um acetábulo explantado (BURGER *et al.*, 2007).

Mecanismo abrasivo: é o desgaste causado por partículas ou protuberâncias duras forçadas contra uma superfície sólida com movimento relativo, ocasionando remoção de material. Ocorre em função da dureza e do formato dos materiais em contato, sendo um mecanismo de desgaste coesivo

O mecanismo de desgaste abrasivo torna-se relevante quando a superfície de maior dureza possui uma alta rugosidade ou se ocorre a presença de partículas abrasivas no contato (WINER e PETERSON, 1980).

As partículas causadoras do desgaste usualmente têm cantos vivos que podem produzir um corte ou uma ação cisalhante ao sólido submetido ao desgaste. Nas próteses de ATQ o desgaste abrasivo é uma consequência da rugosidade superficial da cabeça femoral metálica resultando na remoção de polietileno do *liner* do componente acetabular por cisalhamento.

Stachowiak (2006) subdivide esse mecanismo em desgaste abrasivo de dois corpos e desgaste abrasivo de três corpos. O primeiro tipo envolve apenas duas superfícies (exemplo: polímero e metal), o segundo envolve interações de partículas duras (podendo ser estranhas com relação às superfícies deslizantes) livres entre as superfícies. No caso das próteses de ATQ as partículas de terceiro corpo podem ser partículas de cimento (quando utilizadas próteses cimentadas), ou partículas de metal, ou de polietileno, ou ainda pequenos fragmentos ósseos.

As taxas de desgaste devido à abrasão de três corpos são geralmente menores que as taxas obtidas no desgaste abrasivo de dois corpos (HUTCHINGS, 1992).

Budinski (1988) descreve o mecanismo de abrasão subdividindo-o em abrasão de baixa tensão (cujas tensões não são suficientes para afetar a superfície abrasiva) e abrasão de alta tensão (onde as partículas abrasivas sofrem deformações plásticas e até mesmo a ruptura).

Desgaste por Fadiga Superficial: ocasionado pelo alto número de repetições do movimento, que gera tensões normais cíclicas abaixo dos valores de tensão de ruptura, que ocorrem em nível subsuperficial (fato que diferencia o desgaste por fadiga da falha por fadiga, que se dá na superfície). Esse mecanismo de desgaste pode existir nas formas macro e microscópica. A variação de tensão na superfície induz a rachaduras subsuperficiais que se propagam para a contraface formando flocos de partículas de desgaste (Figura 2.4), produzindo delaminação, tanto em polímeros como em metais, e em alguns casos a presença de *pitting* (remoção ou deslocamento de material por uma ação de fadiga formando uma cavidade na superfície). O desgaste por fadiga, em próteses de ATQ (Figura 2.5), ocorre após um certo número de ciclos provocando a delaminação e o aparecimento de trincas com a consequente liberação de partículas de polietileno (BURGER *et al.*, 2007).

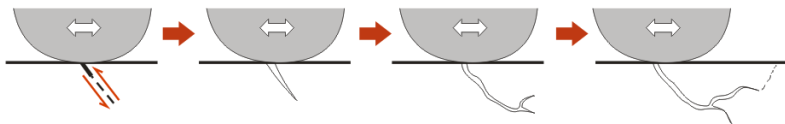


Figura 2.4 – Formação e propagação de trinca no mecanismo de desgaste por fadiga (Elaborada pelo autor).



Figura 2.5– Revestimento acetabular explantado desgastado por fadiga (BURGER *et al.*, 2007)

Desgaste corrosivo: Resultado de reações químicas e eletroquímicas dos materiais entre si e dos materiais com o ambiente que os envolve. Essas reações são também chamadas de reações triboquímicas, de onde se formam intercamadas superficiais que são removidas.

O mecanismo de corrosão é um mecanismo indireto, onde os detritos liberados agem como terceiros corpos. Nas próteses de ATQ, a corrosão resulta em liberação de íons metálicos e em falha mecânica do componente e é devida ao meio fisiológico que envolve os dispositivos.

2.3 Particularidades da relação do desgaste com o atrito no caso de polímeros

O desgaste e o atrito de sólidos não metálicos apresentam algumas similaridades fundamentais com relação ao que ocorre em metais, porém, diferenças significativas são observadas tanto nos mecanismos quanto nos níveis de desgaste envolvidos. O desgaste de polímeros é influenciado por pelo menos três fatores, são eles: condições de contato, propriedades mecânicas volumétricas do polímero e propriedades do terceiro corpo que aparece geralmente na forma de filme de transferên-

cia ou partículas de polímero degradadas entre as duas superfícies de deslizamento (STACHOWIAK, 2006).

O atrito e o desgaste polimérico são extremamente complexos, dependendo da natureza da aplicação e das propriedades dos materiais. O módulo de elasticidade desses materiais é muito menor que o dos metais, incluindo nessa afirmação os polímeros reforçados. O atrito nos pares metal-polímero se caracteriza pelos mecanismos de adesão e deformação plástica e esses não são proporcionais à carga, uma vez que são mecanismos resultantes da força de atrito e o aumento de carga provoca redução de atrito no movimento relativo (ROSATO 2003 *apud* SANTANA, 2009).

Apesar das inúmeras vantagens o material polimérico pode apresentar inconveniências como o aumento extremo da taxa de desgaste com um leve aumento da pressão de contato e, principalmente, com o fato de que a apresentação de baixo atrito não significa necessariamente que ocorrerá uma baixa taxa de desgaste (STACHOWIAK, 2006).

Os mecanismos de atrito para polímeros em movimento relativo contra superfícies duras afetam os mecanismos e extensão dos danos e, consequentemente, os processos de desgaste.

O desgaste por deslizamento de polímeros pode ser descrito simplifiadamente pelo modelo de dois termos.

Na zona interfacial pode-se considerar que existem dois processos onde ocorre a dissipação de energia. O primeiro processo é o de aparo das asperezas por uma superfície mais dura e o segundo é a dissipação que ocorre nas deformações provocadas pelas ações adesivas entre as superfícies sem a presença de asperezas afiadas. (STACHOWIAK, 2006; WANG *et al.*, 1998).

Segundo Hutchings (1992) e Wang *et al.* (1998), se a contraface for lisa o desgaste será resultado da adesão das superfícies, envolvendo apenas a zona interfacial. Caso a contraface possua rugosidade elevada, as asperezas provocarão deformações de maior profundidade no polímero e o desgaste será resultado da abrasão e deformações plásticas, bem como de possíveis trincas por fadiga na zona coesiva. A Figura 2.6 apresenta uma ilustração esquemática dos tipos de desgaste feita por Wang *et al.* (1998).

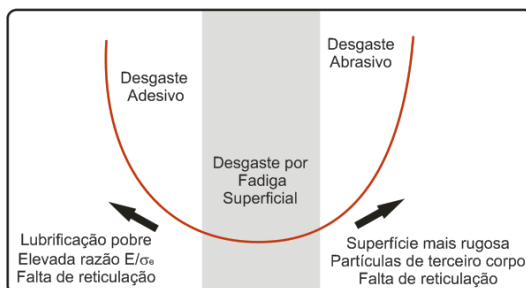


Figura 2.6 – Ilustração esquemática da importância relativa dos mecanismos de desgaste atuantes na componente acetabular de próteses de ATQ (Adaptado de WANG *et al.*, 1998).

Nota-se prontamente que o nível de rugosidade da contraface é de crucial importância na transição do mecanismo de desgaste polimérico de interfacial para coesivo. Essa transição pode levar a um valor mínimo da taxa de desgaste como pode ser visto na Figura 2.7

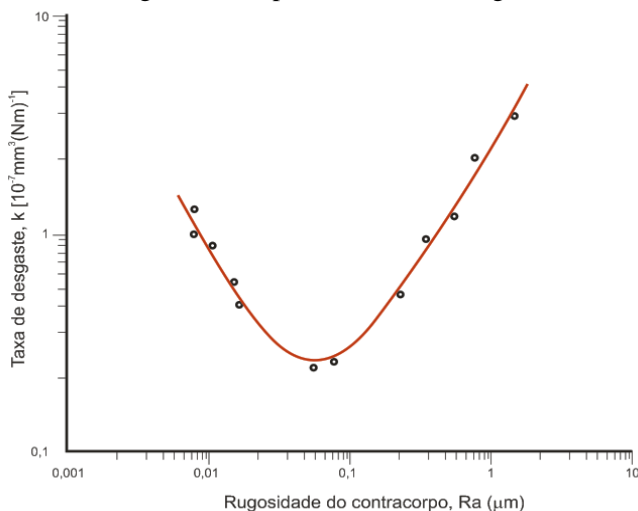


Figura 2.7 – Taxa de desgaste do UHMWPE contra aço em função da rugosidade superficial do aço (HUTCHINGS, 1992)

Tais afirmações evidenciam que a ideia de polimento extremo da cabeça femoral metálica não leva a uma taxa de desgaste reduzida de

próteses de ATQ. Elfick *et al.* (2000) corroboram que a rugosidade deve alcançar um meio termo entre um acabamento extremamente polido e uma superfície irregular.

2.4 Lubrificação de próteses de ATQ

A lubrificação por filme de fluido em próteses de ATQ pode ser descrita sob as formas de arrastamento (*entrainmentfilm*) ou esmagamento (*squeezefilm*) (STEWART, 2010).

Segundo Jin *et al.* (1993) durante a marcha, na fase de apoio, com movimento variado e altas cargas, ocorre o esmagamento do filme, enquanto que na fase de oscilação, com baixa carga e alta velocidade, surgem as condições ideais para a repulsão do fluido armazenado, através do arrastamento.

O arrastamento se dá quando o movimento das superfícies arrasta líquido para o contato, o movimento relativo aumenta a pressão no fluido que, se significativamente alta, pode separar as superfícies de articulação do contato direto. A existência de deformações que podem ocorrer nas superfícies pode espalhar a pressão sobre uma grande área e aumentar a força de separação dos corpos. A lubrificação por esmagamento, como o nome diz, se dá quando duas superfícies inicialmente separadas movem-se indo de encontro rapidamente, formando “bolsas” de lubrificante que ficam presas entre as duas superfícies, vazando vagarosamente, com o tempo e, assim como o arrastamento, o esmagamento é facilitado por deformações encontradas nas superfícies. A Figura 2.8 ilustra os tipos de lubrificação de acordo com a orientação da velocidade do corpo móvel (U) em relação ao corpo fixo.

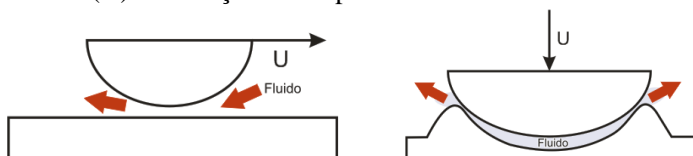


Figura 2.8 – À esquerda esquema de arrastamento (*entrainment*) e à direita esmagamento (*squeeze*) de fluido (Elaborada pelo autor).

As equações 2.1 e 2.2 que fornecem a espessura da camada de lubrificante no arrastamento (f_a) e no esmagamento (f_e) em metros, são atribuídas por Stewart (2010) à Hamrock e Dowson (1978) e Hingson (1978), respectivamente.

$$f_a = 2,789R' \left\{ \frac{\eta U}{E'R'} \right\}^{0,65} \left\{ \frac{W}{E'R'^2} \right\}^{-0,21} \quad (2.1)$$

e

$$f_e = 2,86R' \left\{ \frac{W}{E'R'^2} \right\}^{0,167} \left\{ \frac{tE'}{\eta} \right\}^{-0,5} \quad (2.2)$$

onde R' é o raio equivalente de rolamento [m] (que é o produto dos raios das duas superfícies em contato dividido pela diferença entre ambos), t é o tempo [s], η é a viscosidade dinâmica [Ns/m²], U é a velocidade de escorregamento [m/s], W é o carregamento normal [N] e E' é o módulo reduzido de elasticidade [Pa].

O módulo reduzido de elasticidade é dado por

$$\frac{1}{E'} = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{E'_1} + \frac{1}{E'_2} \right] = \frac{1}{2} \left[\frac{(1 - \nu_1^2)}{E_1} + \frac{(1 - \nu_2^2)}{E_2} \right] \quad (2.3)$$

sendo que E é o módulo de elasticidade ou módulo de Young, ν o coeficiente de Poisson e os índices 1 e 2 são referentes aos componentes em contato.

Pode-se classificar os diversos tipos de lubrificação de acordo com a espessura do filme lubrificante, ou em função do contato ou não das contrafaces por rompimento do filme lubrificante.

A relação entre atrito e espessura de filme lubrificante é apresentada de forma típica através da Curva de Stribeck, que relaciona o coeficiente de atrito ao número de Sommerfeld (λ), número esse que é um adimensional que faz a relação entre a espessura de filme lubrificante e a rugosidade média combinada das superfícies de articulação.

Um fluido lubrificante recomendado por normas técnicas e geralmente utilizado em testes laboratoriais de próteses de ATQ é o soro bovino, diluído em água deionizada. Trata-se de um fluido não Newtoniano (apresenta decréscimo da viscosidade com o aumento da taxa de cisalhamento). Porém, para taxas de cisalhamento acima de 10^{-5} s^{-1} e pressão de contato abaixo de 100MPa, a hipótese de fluido Newtoniano incompressível pode ser assumida (JIN *et al.*, 1997 *apud* MATTEI *et*

al., 2011). A viscosidade do soro é de $0,9 \cdot 10^{-3}$ Pa.s enquanto que do fluido sinovial humano de $2,5 \cdot 10^{-3}$ Pa.s (MATTEI *et al.*, 2011).

A lubrificação é um parâmetro crítico para a simulação de articulações, sendo a sua composição, em especial a concentração de proteínas, determinante para os resultados. Em geral o par metal-UHMWPE tem a taxa de desgaste afetada devido à concentração total de proteínas, mas a maior sensibilidade se encontra com a variação da proporção Albumina/Globulina (WANG, 1998).

As proteínas denaturam⁷ com o aumento de temperatura e formam uma película de fluido sobre a superfície articular. Porém, como pode ser visto em estudos como os de Wang *et al.* (2004, 2006) e Maskiewicz *et al.* (2010), a presença de proteínas no lubrificante é necessária para que os mecanismos de desgaste, morfologia das partículas e aparência final da prótese sejam condizentes com o que ocorre *in vivo*. Para tanto é necessário que a concentração proteica seja igual ou ligeiramente inferior aos níveis fisiológicos. Uma concentração maior, bem como uma menor, leva a uma redução do desgaste (WANG *et al.*, 2006).

Portanto, das afirmações de Stewart (2010), Wang *et al.* (2004, 2006) e Maskiewicz *et al.* (2010), depreende-se que, apesar de a lubrificação não afetar os mecanismos de desgaste metal-polietileno de uma maneira direta, a denaturação de proteínas fornece uma película que exercerá influência sobre tal fenômeno. O encharque ou hidratação do polietileno também afeta as taxas de desgaste (YAO *et al.*, 2003).

2.5 A influência do posicionamento do componente acetabular e da folga do par tribológico no processo de desgaste

À diferença de raios entre cabeça e acetábulo pode ser dado o nome de folga radial do par tribológico. Essa folga é determinante para o regime de lubrificação, principalmente para os pares de superfícies dura-dura. Além de influenciar na lubrificação das próteses essa folga é determinante também para a ocorrência de sobrecarga indesejada nas bordas dos *liners* que ocorrerá devido a um “mal-posicionamento” translacional, chamado de microsseparação, que é o desalinhamento entre a cabeça e o *liner* (HUA *et al.*, 2014).

A microsseparação ocorre na fase de balanço da marcha e na fase de apoio, quando se tem um carregamento vertical, se dá o contato da cabeça com a borda (ponto A da Figura 2.9) e acarreta em significativo

⁷ A denaturação corresponde à precipitação irreversível de uma proteína, causada pela ação do calor, ácidos ou bases fortes.

consequência no desgaste e mecânica de próteses de ATQ (HUA *et al.*, 2014; BESONG *et al.* 2001).

É um fenômeno que ocorre devido a diversos fatores, tais quais, condições do paciente (fraqueza dos músculos), mau posicionamento da prótese, má escolha do *offset*, etc. Essas condições fazem com que a cabeça se mova lateralmente em relação ao *liner*. Devido a observação em estudos *in vivo* de tal fenômeno, passou-se a introduzir a microseparação nos ensaios *in vitro* (HUA *et al.*, 2014).

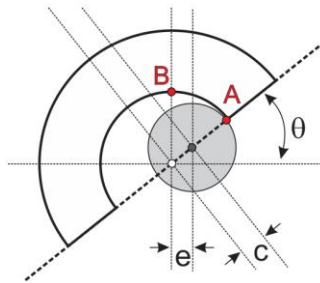


Figura 2.9 – Definição de microseparação e contato de borda (Adaptado de Besong *et al.* 2001)

De maneira simplificada, Besong *et al.*(2001) mostram que a microseparação (e) pode ser caracterizada como a distância horizontal entre os centros da cabeça e do acetábulo. Geometricamente encontra-se que

$$e = c \cdot \cos \theta \quad (2.4)$$

sendo que c é a folga radial, θ é a inclinação do copo acetabular, A representa o ponto de contato de borda e B representa o ponto de contato sem a ocorrência de microseparação.

A utilização do componente acetabular com uma inclinação nula suprimirá a microseparação e seus efeitos sobre as tensões de contato, mecânica e desgaste nas próteses de ATQ.

2.6 A relação numérica entre a taxa de desgaste e a osteólise em ATQ's

Caso as partículas de desgaste se distribuíssem uniformemente pelos tecidos periprostéticos o número de partículas por volume de tecido poderia ser facilmente relacionado ao volume de desgaste. Porém devido à variação de permeabilidade desses tecidos e às trajetórias aleatórias (por caminhos onde é possível a passagem) das partículas, é improvável que a sua distribuição seja uniforme. Ou seja, a osteólise provavelmente se desencadeará de maneira isolada, ocorrendo mesmo quando o volume total de partículas seja pequeno (DUMBLETON *et al.*, 2002). Desta forma a associação entre volume de desgaste e osteólise se torna mais complexa sendo necessário recorrer à experiência, ou aos resultados de estudos *in vivo*. Por outro lado, é razoável o entendimento de que quanto menor o volume de partículas mais difícil é a ocorrência de osteólise. Ou seja, há um valor para a taxa de desgaste no qual a ocorrência de osteólise se torna muito rara. Tal valor dependerá de diversos fatores, como material, geometria, dimensões, entre outros, além da própria definição de osteólise, localização, etc.

A revisão da literatura sobre o desgaste *in vivo* do polietileno é deveras complicada, haja vista que são utilizadas diversas técnicas de medição, bem como variados termos. Tal conclusão vai ao encontro das observações apontadas em Dumbleton *et al.* (2002). O trabalho mencionado faz o levantamento de 17 autores chegando à conclusão de que a osteólise é um fenômeno muito complexo, sendo a resposta biológica variante e individual. Pacientes cuja prótese apresenta pouco desgaste podem apresentar osteólise, enquanto pacientes com dispositivos bastante desgastados podem apresentar um quadro sem reação osteolítica. Além disso, há o fato de a osteólise se propagar devido a movimentação das partículas, fato que ocorre devido ao sistema linfático ou propagação pela interface osso-implante. Dessa maneira as próteses cimentadas (devido ao menor espaço na interface) apresentam uma sobrevida maior com relação aos dispositivos não cimentados. Os autores concluem que um valor genérico para a taxa de desgaste para o qual a osteólise é rara é de 0,1mm/ano.

Com o intuito de avaliar a literatura de maneira mais ampla, com trabalhos mais recentes e um maior número de artigos foi realizado um levantamento nos moldes do trabalho de Dumbleton *et al.* (2002) tendo como foco a obtenção de um valor genérico médio para os diversos valores de taxa de desgaste (tanto volumétrica como linear) *in vivo*. Enfatiza-se aqui a natureza multifatorial do desgaste do UHMWPE *in*

vivo com uma interação complexa de variáveis, não sendo uma surpresa que taxas de desgaste *in vivo* apresentem grandes variações (SCHMALZRIED, 1998).

Realizou-se também um levantamento da literatura no que concerne ao desgaste *in vitro* e à simulação computacional do desgaste via elementos finitos. Vale ressaltar que, assim como os estudos *in vivo*, os trabalhos de observação do desgaste *in vitro*, embora em menor intensidade, podem apresentar variações nos seus resultados decorrentes da individualidade de cada tipo de ensaio (carregamento, posicionamento, lubrificação, etc.).

2.7 Revisão bibliográfica da taxa de desgaste *in vivo*

Dumbleton *et al.* (2002) apresentam uma lista de 17 autores (dos quais 16 serão aproveitados nesta revisão). A relação de autores, bem como a taxa de desgaste e os detalhes de cada estudo são apresentados na Tabela 2.2.

Tabela 2.2– Taxas de desgaste *in vivo* Dumbleton *et al.* (2002)

Autor e ano	Nº de casos	Tempo em anos	cabeça em mm	Material da cabeça	mm/ano	mm³/ano
Sochart (1999)	235	6-30	22		0,18 com revisão 0,09 sem osteólise	
Callaghan <i>et al.</i> (2000)	327	25	22		0,01	
Sakalkale <i>et al.</i> (1999)	71	11,5	32		0,11	
Shih <i>et al.</i> (1997)	181	4,3	26		0,13	
Devane <i>et al.</i> (1997)	139	4	28	Liga de Ti	0,152 (2D) 0,228 (3D)	98,5 Ciment. 155,1 não ciment.

					0,246 (2D)	
					0,358 (3D)	
Kim <i>et al.</i> (1999)	50	7-11	32		0,53 – 7 anos 0,29 – 11 anos	
Barrack <i>et al.</i> (1997)	132	5-8	32		0,1	
Wan e Dorr (1996)	67	mínimo 5	26		0,3 – com osteólise 0,15 – sem osteólise	185 com 96 sem
	48		28			
	70		32			
Han <i>et al.</i> (1999)	100	6,3	28		0,14	87,7
Maloney <i>et al.</i> (1999)	53	7	22		0,11	
	130		26			
	854		28			
	54		32			
Perez <i>et al.</i> (1998)	2	7	22		0,25	149
	19		28			
Dowd <i>et al.</i> (2000)	48	10	32		0,18	
Sychterz <i>et al.</i> (2000)*		6,8	32		0,07	
Kim <i>et al.</i> (1999)	116	10	32		0,3	
Livingston <i>et al.</i> (1997)	50	2	28		0,12	
Nashed <i>et al.</i> (1995)	175	7			0,1-0,25	

* Estudos com cabeças de cerâmica metal. Sendo que as de metal apresentam **menor** taxa de desgaste.

No ano de 1998, Schmalzried *et al.* realizaram um levantamento das taxas de desgaste *in vivo* no artigo intitulado “The multifactorial nature of polyethylene wear *in vivo*”. Na Tabela 2.3 são apresentados 22

dos 25 autores pesquisados com suas respectivas taxas de desgaste, bem como o tempo de estudo e o número de casos avaliados por cada um deles. Foram excluídos os trabalhos em que a cabeça não era metálica ou o *liner* não era de polietileno e trabalhos repetidos do estudo anterior.

Tabela 2.3– Taxas de desgaste *in vivo* Schmalzried *et al.* (1998)

Autor e ano	Nº de casos	Tempo em anos	cabeça em mm	Material da cabeça	mm/ano	mm³/ano
Charnley e Cupic (1973)	72		22	Aço Inox	0,12	46
Charnley e Haley (1975)	72		22	Aço Inox	0,15	57
Griffith <i>et al.</i> (1978)	493		22	Aço inox	0,07	27
Wroblewski (1985)	21		22	Aço Inox	0,19	72
Wroblewski (1986)	103	15-21	22	Aço Inox	0,1	36
Wroblewski <i>et al.</i> (1992)	57	19-25	22	Aço Inox	0,07	27
Livermore <i>et al.</i> (1990)	227		22	Aço Inox	0,13	49
	98		28	Aço Inox	0,08	49
	60		32	CoCr	0,1	80
Kabo <i>et al.</i> (1993)	5		22	Aço Inox	0,13	48
	3		26	CoCr	0,23	122
	23		28	CoCr	0,23	144
	9		32	CoCr	0,21	172
Cates <i>et al.</i> (1993)	99		28	Liga de Ti	0,08	49
	134		28	Liga de Ti	0,11	68
Hernandez <i>et al.</i> (1994)	97		28	Liga de Ti	0,14	
	134		28	Liga de Ti	0,22	135
Bankston <i>et al.</i> (1995)	77		28	Aço inox	0,06	37
	77		28	CoCr	0,05	31

	77		28	Liga de Ti	0,08	49
Callaghan <i>et al.</i> (1995)	23	5	22	Aço Inox	0,12	46
	61	5	22	Aço Inox	0,11	42
	20	5	28	CoCr	0,14	86
	43	5	28	CoCr	0,11	68
	63	5	28	CoCr	0,07	43
	43	7 – 8	28	CoCr	0,11	68
	23	10	22	Aço Inox	0,12	46
	61	10	22	Aço Inox	0,08	30
	20	10	28	CoCr	0,12	74
	23	15	22	Aço Inox	0,11	42
	61	15	22	Aço Inox	0,09	34
	23	20 – 22	22	Aço Inox	0,1	38
Nashed <i>et al.</i> (1995)	24			Liga de Ti	0,1	
	62			Liga de Ti	0,13	
	15			Liga de Ti	0,25	
	74			CoCr	0,17	
Bankston <i>et al.</i> ² (1995)	54		28	CoCr	0,05	31
	54		28	CoCr	0,11	68
Devane <i>et al.</i> (1995)	141		26 – 32	CoCr	0,150 (2D) 0,264 (3D)	79
Woolson e Murphy (1995)	80		28	CoCr	0,14	86
Hop <i>et al.</i> (1997)			22	Aço Inox	0,08	32
			28	CoCr	0,14	84
			28	CoCr	0,1	59
					0,09	48
					0,11	65
Jatsy <i>et al.</i> (1997)	22					30
	84					60
	22					90
	32					130
Ohashi <i>et al.</i>	13		32	CoCr	0,04	35

(1989)	106		28	Aço Inox	0,04	26
Okumura <i>et al.</i> (1989)			22	Aço Inox	0,14	53
Shaver <i>et al.</i> (1997)	43	“Short term”	28	CoCr	0,154	47
		Reg. Perm.			0,087	27
Sychterz <i>et al.</i> (1997)	96		32	CoCr	0,17	137

Em 2003 Callaghan *et al.* publicaram o trabalho “Clinical Biomechanics of wear in total hip arthroplasty” em que compilam dados de mais de 4000 pacientes para identificar variáveis de desgaste em próteses de ATQ no período de 22 anos. Os resultados obtidos para diversos tipos de cabeças femorais são apresentados na Tabela 2.4. Observa-se que o processo de fabricação do *liner* acetabular pode alterar a taxa de desgaste de maneira bastante proeminente.

Tabela 2.4 – Taxas de desgaste *in vivo* Callaghan *et al.* (2003)

Período	Diâmetro	Processo de fabricação	Taxa de desgaste linear (mm/ano)	Taxa de desgaste volumétrica (mm³/ano)
5 anos	22mm	Moldado	0,11	40,91
		Usinado	0,12	45,22
	28mm	Moldado	0,14	89,27
10 anos	22mm	Moldado	0,08	32,71
		Usinado	0,12	48,36
	28mm	Moldado	0,12	70,88
15 anos	22mm	Moldado	0,09	34,59
		Usinado	0,11	41,20
20-22 anos	22mm	Usinado	0,10	40,69

Também em 2003 Hui *et al.* forneceram diversas medições de desgaste acetabular na busca de validação para técnicas de medição radiográfica. Foram utilizados aproximadamente 750 próteses com cabeças femorais de Ti e CoCr de 28mm. As taxas de desgaste relatadas para as técnicas utilizadas estão apresentadas na Tabela 2.5

Tabela 2.5– Taxas de desgaste *in vivo* Hui *et al.* (2003)

Técnica	2D	3D	Volumétrica
Devane	0,22mm/ano	0,26mm/ano	115,3mm ³ /ano
Martell	0,27mm/ano	0,28mm/ano	134mm ³ /ano
MMC	-	0,26mm/ano	123,8mm ³ /ano

Heisel *et al.* (2004) avaliaram o desgaste de 24 próteses de UHMWPE convencional e 34 próteses de polietileno reticulado. O período de observação é curto (*short term*) e as medições de desgaste volumétrico são dadas na Tabela 2.6. O tamanho das cabeças femorais utilizadas foram 2 cabeças de 28mm e 22 cabeças de 32mm para o UHMWPE convencional, sendo 19 de CoCr e as outras 5 de cerâmica. Para o UHMWPE reticulado foram 27 cabeças de 28mm e 7 cabeças de 32mm. O material utilizado foi o CoCr para 31 cabeças, sendo que as 3 restantes eram de cerâmica.

Tabela 2.6 – Taxas de desgaste *in vivo* Heisel *et al.* (2004)

	28mm	32mm
UHMWPE convencional	69,6 mm ³ /ano	89,23mm ³ /ano
UHMWPE reticulado	15,8 mm ³ /ano	21,7 mm ³ /ano

Ainda em 2004, Sychterz *et al.* avaliaram 385 próteses com duração média de 6,2 anos. O objetivo era relacionar a forma de esterilização às propriedades mecânicas do polietileno, 227 próteses foram esterilizadas ao ar, 77 com plasma e 81 com radiação gama à vácuo. Dessas 252 eram de UHMWPE convencional e 133 de UHMWPE altamente cristalino. As cabeças femorais utilizadas foram de 28mm de diâmetro, o material era CoCr ou cerâmica. Os resultados são apresentados na Tabela 2.7

Tabela 2.7– Taxas de desgaste *in vivo* Sychterz *et al.* (2004)

Téc. de esterilização	UHMWPE convencional	UHMWPE altamente cristalino
irradiação ao ar	0,09 mm/ano	0,18 mm/ano
Plasma (s/ radiação)	0,18 mm/ano	0,19 mm/ano
irradiação em vácuo	0,06 mm/ano	0,11 mm/ano

No ano de 2005, Röhrli *et al.* avaliaram o desgaste *in vivo* e a migração de 50 acetábulos de polietileno. Foram utilizados 3 tipos de polietileno, reticulado ao ar, reticulado em ambiente inerte e reticulado com recozimento em atmosfera inerte. As cabeças utilizadas foram de metal (não informado) para 30 das próteses. O acompanhamento se deu por 3 anos. As taxas médias de desgaste obtidas entre 2 meses e 2 anos foram de: 0,156mm/ano para o UHMWPE reticulado ao ar e 0,023mm/ano para o UHMWPE recozido e irradiado em ambiente inerte.

Ainda no ano de 2005, Manning *et al.* trazem resultados de taxas de desgaste para próteses de ATQ metal-UHMWPE (CoCr – 28 mm) com o objetivo de comparar o desgaste entre o UHMWPE reticulado tradicional e o altamente reticulado (HXLPE) via técnica de Martell. Foram avaliadas 70 próteses com HXLPE e o tempo de observação foi de aproximadamente 2,7 anos. Outras 111 próteses com UHMWPE tradicional foram observadas no período de 4 anos. As taxas de desgaste foram de 0,007 mm/ano para o HLXPE e 0,174 mm/ano para o UHMWPE convencional.

Em 2009 Geerdink *et al.* realizaram uma comparação entre o histórico de desgaste de acetábulos de UHMWPE convencional e reticulado. O estudo envolveu 48 pacientes com um período de observação médio de 8 anos. As cabeças femorais mediam 28 mm de diâmetro e eram feitas da liga CoCr. O polietileno reticulado apresentou a taxa de desgaste média de 0,088 mm/ano, enquanto o convencional apresentou uma taxa de 0,142 mm/ano. Estatisticamente os resultados obtidos pelos autores mostram que o desgaste do UHMWPE reticulado é menor que o convencional.

Bjerkholt *et al.* (2010) fizeram uma comparação de desgaste em acetábulos de polietileno cimentados e não cimentados em cabeças de 28 mm de CoCr. Foram observados 92 pacientes durante o período de 10 anos. Os resultados apresentados foram: 1,07 mm para os acetábulos cimentados e 1,18 mm para os não cimentados. Sendo o período dado, pode-se concluir que a taxa de desgaste obtida pelos referidos autores foi de 0,107 mm/ano e 0,118 mm/ano para acetábulos cimentados e não cimentados respectivamente.

Mutimer *et al.* (2010) apresentam estudo com próteses de cabeça de 28 mm em CoCr, usadas por 110 pessoas (55 de UHMWPE reticulado convencional e 55 de HXLPE – *Highly Crosslinked Polyethylene*). O tempo médio de observação foi de 5,5 anos. Os resultados disponibilizados foram de 0,26 mm/ano(2D), 0,24 mm/ano(3D) e 123,47 mm³/ano para o UHMWPE reticulado convencional, além de 0,05 mm/ano (2D), 0,04 mm/ano (3D) e 10,65 mm³/ano para um tipo de UHMWPE altamente reticulado (o HXLPE).

No ano de 2011, Nakahara *et al.* avaliaram o desgaste de próteses de UHMWPE reticulados a fim de comparar a longevidade dos acetábulos para cabeças de CoCr de 26 mm e 32 mm. O tempo de observação foi de 8 anos e 90 próteses foram avaliadas. A técnica de medição utilizada foi a PolyWare (ou Devane). Os resultados para as taxas de desgaste médias são apresentados na Tabela 2.8

Tabela 2.8 – Taxas de desgaste *in vivo* Nakahara *et al.* (2011)

		26 mm	32 mm
1 ano	Linear (mm/ano)	0,24	0,23
	Volumétrica (mm ³ /ano)	40,6	33,3
8 anos	Linear (mm/ano)	0,028	0,024
	Volumétrica (mm ³ /ano)	8,7	10,1

No ano de 2013, ^aCallary *et al.* realizaram observações, no intervalo de tempo médio de 4,8 anos, de 18 próteses de XLPE (polietileno reticulado de segunda geração, radiados e recozidos sequencialmente). Foram avaliadas 21 próteses de 32mm e cabeças femorais de CoCr. Ao fim dos 5 anos a média das taxas de penetração foi menor que 0,001mm/ano.

Em mais um trabalho no ano de 2013, ^bCallary *et al.* avaliaram o desgaste de 24 próteses *in vivo* com cabeças femorais de 28mm de

CoCr e *liners* de XLPE no tempo de 6 anos. Os desgastes médios 2D e 3D obtidos foram, respectivamente, 0,014 mm/ano e 0,018 mm/ano.

2.8 Avaliações experimentais do desgaste em próteses de quadril

Em geral duas categorias de testes laboratoriais de desgaste são empregadas, os testes rápidos ou *screenings*, que fornecem as características intrínsecas do material, e os testes de dispositivos (produto acabado), onde próteses reais são testadas em dispositivos que devem reproduzir as condições de trabalho *in vivo* para obtenção de resultados realísticos, sendo que o grau de confiabilidade desses testes depende da precisão em que simulam, *in vitro*, as condições do implante protético no corpo humano (AFFATATO, 2008). Às máquinas que testam os dispositivos protéticos em sua forma acabada dá-se o nome de simuladores de desgaste de quadril e são projetadas para representar a dinâmica complexa da articulação durante o ensaio.

Os simuladores de quadril devem provocar o desgaste da prótese de maneira substancialmente equivalente ao que ocorreria em uso clínico típico de um paciente. Para tanto, devem aplicar um conjunto de movimentos e carregamentos sob condições de lubrificação que combinados reproduzam condições tribológicas comparáveis ao que ocorre *in vivo*.

Não há uma definição absoluta para um simulador de articulação de quadril, mas sabe-se que deve ser um equipamento mecânico usado sob condições que se aproximem daquelas encontradas no corpo humano. Estes simuladores variam quanto ao nível de sofisticação e a literatura internacional apresenta diversas interpretações de projeto de máquinas usadas no teste de próteses de ATQ (AFFATATO *et al.*, 2008).

Segundo Saikko *et al.* (1993) um simulador de articulação de quadril é um instrumento utilizado na avaliação do comportamento de atrito e desgaste *in vitro*, preferencialmente antecedendo ensaios clínicos.

Wang *et al.* (2006) afirmam que simulações *in vitro* devem reproduzir o mecanismo, taxas e magnitude do desgaste. A meta dessa reprodução é a predição da falha clínica das superfícies da articulação.

Os simuladores de articulação de quadril diferem entre si em diversos parâmetros, tais como número de estações, carregamento, graus de liberdade, posição relativa cabeça-acetábulo, controle de temperatura, etc.

Quanto ao número de estações os simuladores podem ter capacidade de testar uma ou mais próteses.

A posição da cabeça pode ser dada de forma tal qual a apresentada no corpo humano, ou ainda de forma invertida. De acordo com Affatato *et al.* (2008) a segunda forma possui a vantagem de uma melhor lubrificação, além disso na primeira a articulação estaria propensa a secar devido a bolhas de ar que se acumulam na área de contato durante o teste. Da mesma forma as partículas geradas no processo seriam atraídas para o corpo por gravidade na montagem invertida. Considerando que partículas estranhas que estão nos fluidos das articulações têm uma elevada probabilidade de circulação entre as superfícies de rolamento, esta posição invertida pode ser uma representação bastante aproximada da situação *in vivo*, apesar da lubrificação relacionada a esse tipo de configuração poder resultar em uma distribuição de temperaturas diferentes, segundo o mesmo autor.

Quanto aos graus de liberdade reproduzidos, um simulador deve ser capaz de gerar uma ampla faixa de cargas e de movimentos angulares da componente femoral proveniente do movimento natural do ser humano. A grande maioria de simuladores de quadril pode reproduzir vários graus de liberdade.

Wang *et al.* (2006) afirmam que a direção e o padrão de movimento determinarão a precisão de uma simulação *in vitro*. Taxas e *rankings* de desgaste para vários UHMWPE são muito diferentes de acordo com o tipo de carregamento, multi-axial ou unidirecional. O UHMWPE encrua sob movimento unidirecional, mas amolece em movimentos multi-direcionais, por conta da orientação molecular anisotrópica induzida na superfície de desgaste. Conclui-se daí que máquinas de desgaste unidirecionais não são suficientes para se analisar as juntas de polietileno.

Os perfis de carga e movimento reproduzidos devem replicar um ciclo de marcha simplificado. Ou seja, devem reproduzir razoavelmente o perfil fisiológico da marcha humana apresentado *in vivo*. Apesar da precisão de transmissão de forças ser um requerimento básico para todo simulador de articulação de quadril, quando o sistema é usado para avaliar o desgaste das superfícies de articulação outros requerimentos devem ser levados em conta, uma vez que o desgaste também está relacionado com outros parâmetros, tais como distância de deslizamento, velocidade, aceleração, etc. (VICECONTI *et al.*, 1996).

Com respeito a lubrificação dos dispositivos, um simulador deve ser apto a manter o contato superficial em um meio imerso em um fluido. Há uma discussão em aberto sobre se os diferentes lubrificantes

(água destilada, soro bovino, sintéticos diversos, etc.) produzem o mesmo comportamento de desgaste (BROWN e CLARKE, 2006). Os tecidos biológicos constituintes das articulações humanas são menos resistentes mecanicamente com relação aos materiais utilizados em próteses. Porém, a resistência ao desgaste desses tecidos é muito maior. A diferença mais marcante entre os dispositivos artificiais e as articulações naturais se dá nos mecanismos de lubrificação (BRISCOE *apud* SOBRAL, 2007).

O controle de temperatura é de fundamental importância, pois devido ao calor as proteínas contidas no lubrificante sofrem modificações em sua estrutura, ocorrendo a denaturação protéica, que culmina em uma queda da taxa de desgaste por conta do efeito de proteção superficial. Sendo assim o maior problema de lubrificação está relacionado às condições de precipitação das proteínas (BROWN e CLARKE, 2006; SAIKKO, 2003). Geralmente, água salina, soluções gelatinosas, e outros fluidos similares não produzem taxas de desgaste relevantes ou detritos de desgaste (AFFATATO *et al.*, 2008).

O simulador de articulação de quadril da AMTI, que será utilizado no presente trabalho para aquisição de dados experimentais, foi projetado para replicar o ambiente fisiológico da articulação e os seus movimentos. Cada uma das seis estações de trabalho é orientada na posição fisiologicamente correta e equipada com uma bomba peristáltica que se encarrega da recirculação do fluido de trabalho (em temperatura controlada) que banha as áreas de contato das amostras.

O simulador de quadril é aplicável a todos os testes das normas ISO e ASTM, incluindo a norma ISO 14242-1:2012. Na Figura 2.10, pode-se observar um modelo de simulador do fabricante.



Figura 2.10 – Máquina *ADL Hip Simulator* da marca AMTI (www.amti.biz).

2.9 Revisão bibliográfica da taxa de desgaste *in vitro*

Em 1993 Saikko *et al.* no trabalho intitulado “*Wear of the polyethylene acetabular cup: Metallic and ceramic heads compared in a hip simulator*” realizaram o estudo de acetábulos esterilizados em raio gama. Como lubrificante utilizaram água deionizada em pares de 22 mm e 32 mm de diâmetro nominal. O número de ciclos foi de 35 milhões (provavelmente o maior teste relatado em um simulador de quadril até os dias atuais). Para os acetábulos de diâmetro 22 mm a taxa de desgaste média foi de $53,1 \text{ mg}/10^6$ ciclos ($0,15 \text{ mm}/\text{ano}$ e um fator de desgaste de $1,46 \text{ mm}^3/\text{Nm}$). Para os *liners* com diâmetro de 32 mm houve uma variação muito grande entre as marcas avaliadas. A taxa de desgaste variou de $0,20 \text{ mg}/10^6$ ciclos a $178 \text{ mg}/10^6$ ciclos. Destaca-se também a obtenção de desgaste nulo em pares alumina-UHMWPE na mesma marca de desgaste muito pequeno no par metal-UHMWPE.

No ano 2000, Elfick *et al.* fazem um paralelo entre resultados de próteses implantadas e testes *in vitro*. Nesse estudo avaliam a relação da rugosidade da cabeça com as taxas de desgaste, confrontando o fato de laboratorialmente essa relação se dar de maneira bastante proeminente enquanto que *in vivo* não se observa esse elo com a mesma intensidade. O simulador de seis estações (uma de controle e cinco de testes) trabalhava em posição anatomicamente correta, com movimentos de rotação, extensão e abdução. O diâmetro dos acetábulos avaliados foi de 28 mm e as cabeças eram de CoCr (cabeças implantadas). O fluido utilizado foi o soro fetal bovino diluído em água deionizada com aditivo bactericida (azida sódica) e etilenodiamino tetra-acético (EDTA) para minimizar a precipitação de fosfato de cálcio. As medições foram reali-

zadas por gravimetria. Os resultados apresentados foram: 103,7 mm³/10⁶ ciclos, 149,5 mm³/10⁶ ciclos e 120,4 mm³/10⁶ ciclos para as três cabeças avaliadas.

Em 2001, Saikko *et al.* utilizaram um simulador biaxial de posição anatomicamente correta, com soro diluído como lubrificante. As cabeças femorais eram de CoCr e Alumina, além de um tipo experimental de CoCr (recoberto com DLC – *diamond-like carbon*) com diâmetro de 28 mm. As taxas de desgaste obtidas foram de 48 mg/10⁶ ciclos, 56 mg/10⁶ ciclos e 58 mg/10⁶ ciclos para alumina, CoCr e CoCr-DLC, respectivamente.

Em 2003, Liao *et al.* realizaram um estudo sobre a influência da concentração de soro em solução com água deionizada no desgaste de acetábulo de polietileno. Para tanto, utilizaram um simulador de marcha orbital, com a posição anatomicamente invertida. Os diâmetros de cabeça utilizados foram de 28 mm e o material das mesmas foi a liga CoCr. Os resultados obtidos pelos referidos autores são apresentados na Tabela 2.9.

Tabela 2.9 – Taxas de desgaste *in vitro* Liao *et al.* (2003)

Concentração de soro	Taxa de desgaste (mg/10 ⁶ ciclos)	
	25%	90%
UHMWPE reticulado	34,2	19,7
UHMWPE não reticulado	59,1	45,7

O trabalho supracitado evidencia, dentre outros, tais como El-Domiaty *et al.* (2002), Blanchet *et al.* (2001) e Yao *et al.* (2003), a influência do tipo de lubrificante, bem como a concentração do mesmo, na taxa de desgaste obtida em ensaios *in vitro*.

No ano de 2012, Trommer *et al.* realizaram experimentos em acetábulo de UHMWPE formando par com cabeças de aço inox de 26mm de diâmetro. O ensaio seguiu as recomendações da norma ISO 14242, incluindo o uso de soro fetal bovino como lubrificante e foi feito até o número de 2 milhões de ciclos. O equipamento utilizado foi um simulador de desgaste de prótese de quadril AMTI (modelo H52-6-1000) com seis estações ativas e duas estações de controle. As perdas médias de massa devido ao desgaste apresentadas foram: 31,57 mg para 500 mil ciclos, 68,81 mg para 1 milhão de ciclos, 106,63 mg para 1,5

milhão de ciclos e 135,97 mg para 2 milhões de ciclos. A taxa de desgaste média obtida foi de $67,9 \text{ mg}/10^6$ ciclos.

Já em 2015, Trommer *et al.* apontaram em elaborada investigação de acetábulos de UHMWPE não reticulado contra cabeças de Aço inoxidável e CoCr (3 espécimes de cada) de 28mm de diâmetro. O ensaio seguiu a norma ISO 14242 e as taxas médias de desgaste obtidas foram de $48,16 \text{ mg}/10^6$ ciclos e $48,45 \text{ mg}/10^6$ ciclos para o Aço Inoxidável e para o CoCr respectivamente.

Puppulin *et al.* (2016) realizaram testes *in vitro* de pares de UHMWPE reticulado de diferentes tipos e cabeças femorais de 32mm em CoCr. Foi utilizado soro fetal bovino diluído em 50% de água deionizada e utilizou-se a curva de carregamento de Paul (*Paul hip curve*). Todos os espécimes foram submetidos a 5 milhões de ciclos. Obtiveram resultados que mostram que os acetábulos de menor espessura apresentam maior volume e taxa de desgaste (espessuras de 5,9mm e 7,9mm). A taxa de desgaste máxima obtida foi de $2,08 \text{ mm}^3/10^6$ ciclos para o UHMWPE reticulado em único passo. Estatisticamente observa-se que, ao menos para o UHMWPE reticulado (em 1 passo e em 3 passos com recozimento), a espessura do liner é o principal fator de diferença entre os resultados entre os espécimes utilizados, sobressaindo-se à diferença de material.

Também no ano de 2016, Affatato *et al.* realizaram uma comparação entre pares de UHMWPE convencional, altamente reticulado (XLPE) e altamente reticulado com vitamina E (XLPE-VE). O ensaio foi realizado em simulador, com fluido lubrificante soro fetal bovino a 37°C durante 2 milhões de ciclos. Utilizaram pares de 32 mm de diâmetro e CoCrMo como material das cabeças femorais. As médias dos desgastes finais obtidos foram de $17,7 \text{ mg}/10^6$ ciclos para o UHMWPE, $3,85 \text{ mg}/10^6$ ciclos para o XLPE e $8,05 \text{ mg}/10^6$ ciclos para o XLPE-VE.

2.10 Avaliação média das taxas de desgaste *in vivo* e *in vitro* levantadas

Objetivando investigar a relação entre os resultados apresentados na literatura fez-se uma análise estatística sobre os coeficientes levantados sob a classificação em diferentes subgrupos. Como parâmetros foram tomados apenas o tipo de UHMWPE (convencional ou reticulado) e diâmetro do par tribológico.

Como o desgaste *in vivo* é geralmente dimensionado como o avanço da cabeça femoral em direção ao *liner* e o desgaste *in vitro* em termos da perda de massa por milhões de ciclo, fez-se a transformação encontrada em Saikko *et al.* (1993)

$$\frac{mm}{ano} = \frac{mg/10^6 ciclos}{\rho \pi r^2} \quad (2.5)$$

sendo r o raio da cabeça femoral e ρ a densidade do polietileno, considerada com o valor de $0,94 \text{ mg/mm}^3$.

A comparação entre os grupos determinados teve como passo inicial a realização de um teste para comparação das variâncias (Teste F) entre os diversos resultados individuais de cada autor, já que as amostras dos grupos são diferentes. Com esse teste pôde-se verificar se as variâncias obtidas entre os diferentes trabalhos eram iguais entre si (homocedásticas) ou diferentes (heterocedásticas). O nível de significância adotado foi de 0,05 e o p.valor obtido é apresentado na Tabela 2.10. A partir dos resultados do teste F, fez-se o cômputo do nível descritivo do teste T de *Student* com um nível de significância também igual a 0,05 e desta forma determinar se as médias dos diferentes trabalhos eram iguais entre si. Tanto a avaliação das variâncias quanto a avaliação das médias foi feita sob a hipótese nula H_0 de que as médias ou variâncias avaliadas são iguais. Na Tabela 2.10 em vermelho estão os dados que foram convertidos segundo a equação (2.5). Um valor de p.valor (colunas Teste F e Teste T) abaixo do nível de significância indica rejeição da hipótese nula.

Tabela 2.10 – Comparação entre os ensaios *in vitro* e *in vivo*

Grupo	Tipo	Diâmetro do Par	Qtde. de Dados	Tipo de polietileno	Medição massa (mg/10 ⁶)	Desvio	Teste F	Teste T
1	<i>in vivo</i>	Geral	99	Geral	75,636	58,577	0,000	0,000
	<i>in vitro</i>	Geral	15	Geral	37,373	21,680		
2	<i>in vivo</i>	Geral	8	Convencional	85,224	32,421	0,174	0,025

	<i>in vitro</i>	Geral	6	Convenci- onal	47,835	16,986		
3	<i>in vivo</i>	28	7	Convenci- onal	83,838	34,762	0,015	0,044
	<i>in vitro</i>	28	4	Convenci- onal	50,353	5,961		
4	<i>in vivo</i>	32	1	Convenci- onal	94,926	-	-	-
	<i>in vitro</i>	32	1	Convenci- onal	17,700	-		
5	<i>in vivo</i>	Geral	8	Reticulado	24,983	16,243	0,896	0,601
	<i>in vitro</i>	Geral	3	Reticulado	19,083	15,434		
6	<i>in vivo</i>	28	3	Reticulado	26,054	21,783	0,987	0,741
	<i>in vitro</i>	28	2	Reticulado	26,950	10,253		
7	<i>in vivo</i>	32	3	Reticulado	23,085	12,340	-	-
	<i>in vitro</i>	32	1	Reticulado	3,350	-		
8	<i>in vitro</i>	Geral	6	Convenci- onal	47,835	16,986	0,980	0,044
	<i>in vitro</i>	Geral	3	Reticulado	19,083	15,434		
9	<i>in vivo</i>	Geral	8	Convenci- onal	85,224	32,421	0,088	0,000
	<i>in vivo</i>	Geral	8	Reticulado	24,983	16,243		
10	<i>in vitro</i>	28	4	Convenci- onal	50,353	5,961	0,368	0,021
	<i>in vitro</i>	28	2	Reticulado	26,950	10,253		
11	<i>in vivo</i>	28	7	Convenci- onal	83,838	34,762	0,617	0,031
	<i>in vivo</i>	28	3	Reticulado	26,054	21,783		
12	<i>in vitro</i>	32	1	Convenci- onal	17,700	-	-	-
	<i>in vitro</i>	32	1	Reticulado	3,350	-		
13	<i>in vivo</i>	32	1	Convenci- onal	-	-	-	-
	<i>in vivo</i>	32	3	Reticulado	-	-		
14	<i>in vitro</i>	28	4	Convenci- onal	50,353	5,961	-	-
	<i>in vitro</i>	32	1	Convenci- onal	17,700	-		
15	<i>in vivo</i>	28	7	Convenci- onal	-	-	-	-

	<i>in vivo</i>	32	1	Convencional	-	-		
16	<i>in vitro</i>	28	2	Reticulado	26,950	10,253	-	-
	<i>in vitro</i>	32	1	Reticulado	3,350	-		
17	<i>In vivo</i>	28	3	Reticulado	26,054	21,783	0,232	0,847
	<i>in vivo</i>	32	3	Reticulado	23,085	12,340		

Os resultados dos grupos 8, 9, 10 e 11 sugerem que, apesar das dificuldades em se detalhar a classificação do UHMWPE, generalizar resultados sem especificar parâmetros recairá em um erro estatístico (ao menos no que diz respeito aos dados levantados nesse trabalho). De maneira sucinta, não se pode tratar de polietileno de ultra alto peso molecular sem a devida distinção de parâmetros, sejam os propostos (tipo e diâmetro), sejam outros (por exemplo espessura, rugosidades, etc.). Isso porque a hipótese nula (igualdade dos resultados) é rechaçada, levando à conclusão de que o polietileno reticulado e o convencional não apresentam os mesmos resultados quando comparados entre si para testes *in vitro* ou *in vivo*.

De maneira geral, os dados levantados apontam que as medições *in vivo* e as *in vitro* são semelhantes apenas para o UHMWPE reticulado. A generalização do convencional não se mostra razoável, pelos dados levantados.

Devido à quantidade insuficiente de dados (e também à falta de informação em diversos trabalhos relativa às características geométricas das próteses avaliadas) não foi possível realizar análises com alguns grupos.

As avaliações estatísticas, embora sobre um número de dados ainda não grande o bastante, corroboram e quantificam informações qualitativas da literatura, uma vez que se sabe da influência dos diversos parâmetros sobre o desgaste e da ainda existente diferença entre os ensaios e os acontecimentos reais na vida útil de uma prótese de ATQ.

3 DESCRIÇÕES MATEMÁTICAS DO FENÔMENO DE DESGASTE

O desgaste pode ser caracterizado como uma função das variáveis de operação e das estruturas do sistema (PETERSON e WINER, 1980).

As variáveis de operação podem ser definidas como: tipo de movimento relativo (contínuo, alternado, intermitente, etc.), carregamento, velocidade, temperatura, duração de operação, distâncias de movimento.

Segundo Peterson e Winer (1980) As estruturas do sistema são entendidas como: elementos do sistema (elementos envolvidos na tribologia, tais como superfícies de rolamento, lubrificantes e o meio), propriedades dos elementos do sistema (propriedades de volume, tipo de material, geometria ou volume, propriedades de superfície) e interação entre elementos (tipo de contato, mecanismo de atrito, lubrificação, mecanismo de desgaste).

Como todo material real possui rugosidade superficial deduz-se que o contato real entre duas superfícies se dê em uma pequena parte da área nominal ou aparente de contato. Para efeitos de análise, o contato entre duas superfícies rugosas pode ser modelado como uma superfície sendo totalmente lisa, plana e rígida e outra de rugosidade combinada das duas superfícies.

A fim de simplificação para os equacionamentos da interação de superfícies, essas protuberâncias podem ser consideradas partes de elipsóides ou, de forma ainda mais simples, partes de esferas (Fig. 3.1).

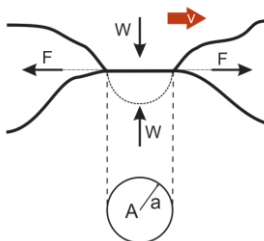


Figura 3.1 – Contato entre as asperezas (esféricas) de duas superfícies
(Adaptado de PETERSON e WINER, 1980)

Uma área de contato (A) pequena leva a tensões de contato grandes. Deduz-se então que a tribologia trata de eventos pequenos em tamanho, porém intensos em escala. A deformação encontrada nos pon-

tos de contato da área real de contato estabelece tensões locais muito maiores que as tensões nominais (força/área aparente) e podem ultrapassar o limite elástico antes que as tensões nominais o excedam. Dessa forma, uma deformação elástica geral pode conter deformações plásticas nas pontas das asperezas (BASTOS, 2008).

A teoria dos mecanismos de desgaste fornece uma taxa de desgaste expressa como o volume de material removido por unidade de distância de deslizamento e é proporcional ao carregamento e independente da velocidade de deslizamento e da área de contato aparente (WINER e PETERSON, 1980). Apesar disso, o desgaste de polímeros, especificamente o mecanismo de fadiga, tem o seu grau e frequência de ocorrência influenciados por fatores como a geometria de superfície e propriedades, tais quais, pressão, coeficiente de atrito, temperatura, velocidade de deslizamento, etc. (BARTENEV e LAVRENTEV, 1981).

3.1 Contato mecânico entre superfícies

3.1.1 Teoria de Hertz

A análise das tensões de contato e deformações envolvendo sólidos elásticos de geometria definida pode ser feita de forma satisfatória utilizando a formulação desenvolvida por Hertz no final do século XIX, que supõe que:

1. As superfícies são lisas, suaves e não conformes (não se conhecendo a priori a área de contato);
2. As deformações são pequenas;
3. As superfícies em contato estão livres do atrito.

Segundo Peterson e Winer (1980), dada a conveniência de modelar as asperezas com um formato esférico, tem-se que no contato entre duas esferas (ou uma esfera e um plano) a região é bem definida e se trata de uma área circular, cujo raio de contato (a) é dado por:

$$a = \left[\frac{3WR'}{2E'} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (3.1)$$

onde W é o carregamento normal [N], E' o módulo elástico reduzido (obtido via Eq. 2.3 e dado em [Pa]) e R' o raio equivalente de curvatura (multiplicação dos quadrados dos raios dividida pela soma dos quadrados dos raios do par tribológico, dado em [m]).

A pressão de contato possui uma simetria circular e é dada por

$$p = \frac{3W}{2\pi a^2} \left[1 - \frac{r_a^2}{a^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.2)$$

onde r_a [m] é o raio da área de contato (sendo que $0 < r < a$) e a pressão média é dada por $p_m = W/\pi a^2$ [Pa].

A expressão (3.2) mostra que a pressão não é uniforme, sendo máxima no centro e nula nas bordas da área de contato. Um perfil de pressões de uma esfera contra um plano rígido pode ser visto na Figura 3.2, sendo que a pressão máxima p_0 é dada por $1,5p_m$.

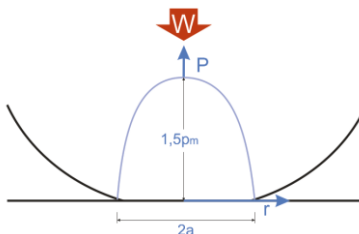


Figura 3.2 – Distribuição da tensão normal em uma esfera carregada elasticamente contra um plano, segundo o modelo de Hertz (Elaborada pelo autor).

Uma forma diferente e menos usada de se expressar as equações de Hertz é sob a forma pressão-deslocamento

$$p_0 = \frac{E'}{\pi} \left[\frac{\alpha}{a} \right] = \frac{E'}{\pi} \sqrt{\frac{\alpha}{R'}} \quad (3.3)$$

em que α é a distância vertical [m] que os dois corpos se movimentam juntos (deformação sofrida pela esfera) e é dada por

$$\alpha = \frac{a^2}{R'} \quad (3.4)$$

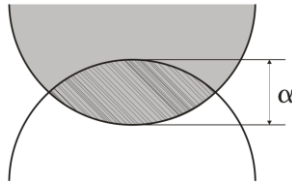


Figura 3.3 – Distância percorrida no contato normal de duas superfícies que fornece a pressão máxima (Elaborada pelo autor).

Esta distância é exatamente o dobro do valor $\left(\frac{a^2}{2R'}\right)$ necessário para produzir uma área de contato circular, πa^2 , por remoção ou aniquilação de material (PETERSON e WINER, 1980).

Para uma deformação plástica, deve-se considerar um carregamento extremo com uma superfície apresentando uma dureza muito maior que a outra, obtém-se, então, uma deformação permanente no corpo de menor dureza. O raio da área circular de contato é dado, com uma boa aproximação, segundo Peterson e Winer (1980), pela equação

$$a^2 = \frac{W}{\pi H} \quad (3.5)$$

onde H é dureza de indentação do corpo mais macio (comumente expresso em $[\text{kgf}/\text{mm}^2]$).

Pode-se observar pela Equação (3.5) que em deformações puramente plásticas a pressão média e a dureza possuem o mesmo valor e que nessa situação o raio de contato aumenta em razão da raiz quadrada do carregamento.

Segundo Hutchings (1992), no caso de uma esfera rígida sobre um plano de menor dureza, ocorrerá uma indentação, onde as equações e conclusões de Hertz contemplando as tensões de cisalhamento ao longo da profundidade do corpo indentado levam aos valores referentes à máxima tensão cisalhante que ocorre a uma profundidade de $\approx 0,48a$ e vale $\approx 0,47p_m$.

Utilizando o critério de Tresca, a deformação plástica ocorre quando a tensão máxima de cisalhamento atingir metade da tensão de escoamento uniaxial (σ_e) e nesse momento p_m valerá aproximadamente 1,1. Com a continuidade do aumento de carga, a plastificação se dirige à superfície e a pressão média também sofre um aumento (assintótico) até

atingir um valor máximo de aproximadamente $2,8\sigma_e$. Logo chega-se à relação dada em Peterson e Winer (1980)

$$H \approx 2,7\sigma_e \quad (3.6)$$

onde σ_e é a tensão de escoamento uniaxial [Pa].

A expressão (3.6) mostra que a primeira manifestação da deformação plástica ocorre quando a pressão de contato possui um valor de aproximadamente $0,4H$ (PETERSON e WINER, 1980).

Em Tomanik (2000) é indicado que a ocorrência de deformações plásticas invalida a distribuição elíptica assumida por Hertz. Isso leva ao cancelamento da igualdade $p_0 = 1,5p_m$. Ainda assim utilizam-se as equações, pois a imprecisão cometida com o uso é da mesma ordem que os demais parâmetros envolvidos (por exemplo, o módulo de elasticidade) e após um primeiro contato onde ocorre a deformação plástica, os demais contatos se comportam elasticamente.

A teoria de Hertz assume, também, a não existência de atrito entre os corpos em contato. Isso, a princípio, inviabiliza o seu uso na modelagem de deslizamento entre superfícies rugosas. Porém, segundo Williams (1994) (*apud* TOMANIK, 2000), se o coeficiente de atrito for menor que 0,3 os erros serão pequenos. Em Bastos (2008) é citado que o coeficiente de atrito de materiais não metálicos deslizando com velocidades de 10 mm/s a 100 mm/s varia entre 0,25 e 0,5.

Em resumo, quando o contato é perfeitamente plástico tem-se uma relação de proporcionalidade entre a área real de contato e o carregamento normal, a força de atrito e a área, a força de atrito e o carregamento normal $A \propto W, F \propto A$ e $F \propto W$ (). O contato perfeitamente elástico tem as mesmas relações dadas por $A \propto W^{\frac{2}{3}}, F \propto A$ e $F \propto W^{\frac{2}{3}}$. Já nos modelos de contatos mistos as relações são dadas por $A \propto W^n, F \propto A$ e $F \propto W^n$, com n variando entre $\frac{2}{3}$ e 1.

Para superfícies tipicamente usadas em engenharia, um aumento de carga resulta em um aumento dos pontos de contato, porém há também um aumento proporcional no número de contatos que faz com que o tamanho médio do raio de contato permaneça constante. Isso leva à n (das relações para contatos mistos) muito próximo de 1 o que faz com que a área de contato seja proporcional ao carregamento (a mesma explicação vale para o contato elástico).

Para o polietileno, ao contrário dos materiais metálicos, a relação linear entre área real de contato e carregamento não se faz presente.

Consequentemente, um aumento de carga não conduz a um aumento linear da área de contato real (KANG *et al.*, 2009).

3.1.2 A área real de contato do sistema

O desenvolvimento de estudos em tribologia indica que quando as superfícies são submetidas ao atrito repetido, uma proporção significativa das asperezas deve ser sujeitas a deformação elástica ao invés de deformação plástica. Isso significa dizer que a maior parte dos contatos das asperezas, em situações típicas, ocorre sem danos à superfície ou desgaste (PETERSON e WINER, 1980).

Todas as superfícies apresentam rugosidade. São essas rugosidades a causa da área real de contato ser muito menor que a área nominal ou aparente. O papel da topografia superficial é crucial para a teoria do desgaste de corpos deslizantes (PETERSON e WINER, 1980). Isto é particularmente verdadeiro para elementos de UHMWPE, uma vez que as marcas de usinagem da superfície são frequentemente visíveis, e valores de rugosidade média geralmente estão acima de $2,5\mu\text{m}$ (WANG *et al.*, 2004).

- Quantificação de rugosidade

Os principais instrumentos utilizados no estudo das superfícies são o microscópio de varredura eletrônica (MVE) e o perfilômetro. Os MVE não são capazes de quantificar rugosidade, além de analisar espécimes de tamanho limitado (BOOSER, 1984). Por sua maior simplicidade, o instrumento mais usado na checagem dos acabamentos superficiais é o perfilômetro.

Um perfil de textura extraído de um perfilômetro possui, de maneira típica, três componentes (rugosidade, ondulações e erros de forma). A componente de rugosidade pode ser interpretada por diferentes definições conhecidas como parâmetros de rugosidade. Dentre estes parâmetros está a rugosidade média (Fig. 3.4) dada pela média das alturas dos picos (y_n) das asperezas em relação à linha média. A rugosidade média R_a é definida como a média aritmética dos valores absolutos dos desvios das alturas a partir de uma linha média do perfil, sendo realizada em um comprimento (l_m) determinado.

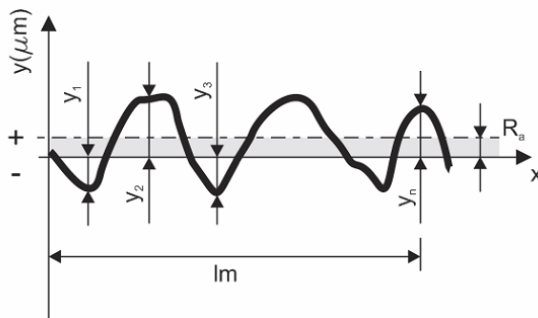


Figura 3.4 – Perfil de textura (acima) e suas componentes (Elaborada pelo autor).

Teorias estatísticas de contato de superfícies rugosas são encontradas em grande número na literatura. Nos modelos propostos procura-se estabelecer a ligação entre as respostas que ocorrem em microescala com uma resposta prevista em macroescala. Uma das primeiras teorias e amplamente citada é a teoria de Greenwood e Williamson (GW) de 1966. McCool (1985) afirma que o modelo GW oferece boas estimativas de números de contatos, área real de contato e pressão de contato quando comparado a outros modelos de microcontato.

3.2 A lei de desgaste de Archard

O presente trabalho utilizará uma abordagem em macro-escala onde o desgaste por deslizamento de superfícies é modelado pela equação de Archard.

Assumindo cada uma das asperezas como tendo formato esférico, o contato entre duas asperezas alinhadas é capaz de suportar uma carga normal δW

$$\delta W = \sigma_e \pi a^2 \quad (3.7)$$

Como o desgaste se dá pelo deslizamento entre as superfícies, a carga suportada pelo contato entre um par de asperezas se transfere de forma progressiva para o contato que ocorre entre outro par, que pode estar localizado em qualquer outro lugar da região de contato aparente. Sendo assim, ocorre a formação e destruição de novos contatos de forma contínua. A retirada de material de cada um desses contatos (cuja soma total conceitualmente é o desgaste) possui um volume δV que é assumi-

do como sendo proporcional ao cubo do raio de contato (é feita a simplificação na qual as partículas de desgaste possuem dimensões mais ou menos iguais nos seus três eixos). Admite-se que o volume gerado é igual ao de uma semi esfera cujo raio é o mesmo que o raio de contato (a) – o que não implica que as partículas de material removido sejam esféricas. Logo,

$$\delta V = \frac{2\pi a^3}{3} \quad (3.8)$$

A taxa de volume de material removido por unidade de distância de deslizamento é dada por

$$\delta Q = \frac{\delta V}{2a} = \frac{\pi a^2}{3} \quad (3.9)$$

É razoável assumir que o volume de desgaste por unidade de distância total seja a soma das contribuições de toda a área real de contato. Porém, nem todos os contatos entre asperezas geram a remoção de material. Para que seja feita essa correção é inserido o coeficiente K que simboliza a proporção de todos os contatos que contribuem para o volume de partículas retiradas da superfície por desgaste. O volume por unidade de distância total é, então, dado por:

$$Q = \sum \delta Q = \frac{K}{3} \sum \pi a^2 \quad (3.10)$$

Como a carga total é dada pelo somatório das cargas suportadas por cada aspereza

$$W = \sum \delta W = \sigma_e \sum \pi a^2 \quad (3.11)$$

a Equação (3.11) pode ser reescrita sob a forma:

$$Q = \frac{KW}{3\sigma_e} \quad (3.12)$$

A tensão de escoamento (necessária para que ocorra o contato plástico) pode ser relacionada com a dureza do material e utilizando

(3.6) em (3.12), com a aproximação $H=3\sigma_e$, pode-se, escrever a equação de Archard na sua forma mais conhecida:

$$Q = \frac{KW}{H} \quad (3.13)$$

O coeficiente K é adimensional, deduzido experimentalmente para cada aplicação e seu valor máximo é 1. Como não é uma característica do material, a princípio, cada sistema tribológico deve ser analisado para sua determinação.

A dureza H se trata da dureza do corpo mais mole no par de contato. Por conta disso a equação de Archard prevê a taxa de desgaste do material mais mole. Quanto ao desgaste do material mais duro, Booser (1984) faz uso da relação entre dureza do material mais duro e do mais mole $\left(H_d/H_m\right)$ para estimar o desgaste. A relação pode ser vista na Tabela 3.1.

Tabela 3.1– Desgaste do componente de maior dureza

$\left(H_d/H_m\right)$	Desgaste volumétrico
	Desgaste do mais duro / desgaste do mais mole
< 3	$\left(H_m/H_d\right)^2$
> 3	$3\left(H_m/H_d\right)$

3.3 Formulação diferencial da lei de Archard

Faz-se necessário o uso da equação de Archard na sua forma diferencial para que se descreva o fenômeno de desgaste em próteses de ATQ (WU *et al.* 2003), onde o volume de desgaste pode ser expresso por

$$dV = dQdS = \frac{K(\sigma dA)}{H} dS = dh dA \quad (3.14)$$

onde dV é o diferencial de volume de desgaste [mm^3], dA é o diferencial de área de contato [mm^2], dh é o diferencial de profundidade de desgaste [mm], σ é a tensão normal de contato local [Pa] e dS é a distância de deslizamento infinitesimal [m].

Fazendo:

$$k_w = \frac{K}{H} \quad (3.15)$$

tem-se um coeficiente de desgaste expresso por mm^3/Nm , cujos valores, que representam o volume de material removido no desgaste por unidade de distância percorrida e unidade de carga normal no contato, são dados em função das propriedades dos materiais e da rugosidade das superfícies deslizantes.

A integração da Equação (3.14) ao longo da distância particular de deslizamento (S_t) resulta em uma expressão para a profundidade de desgaste (h) que ocorre na interface.

$$h(t) = \int_0^{S_t} k_w \sigma(t) dS \quad (3.16)$$

de tal forma pode-se calcular, para um dado intervalo de posições, o volume de desgaste em toda a superfície de contato.

4 MODELAGEM DO DESGASTE EM PRÓTESES DE QUADRIL

A modelagem numérica do fenômeno de desgaste em próteses de quadril tem contribuído para relacionar as tensões de contato e as distâncias e trajetórias de desgaste na camada de polietileno do componente acetabular. Tais técnicas de simulação computacional crescem rapidamente em termos de aplicação nos campos da biomecânica, devido à sua eficiência e rapidez nos resultados obtidos (WU *et al.*, 2003).

A simulação de desgaste envolve a solução de um problema de contato associando as superfícies do par tribológico (HEGADEKATTE *et al.*, 2004).

As pesquisas nesta área podem ser divididas, segundo Hegadekatte (2004), em duas frentes, quais sejam, a implementação direta do modelo de desgaste nas leis que regem o comportamento do material e no pós processamento dos resultados de um problema de contato com um modelo de desgaste adequado para o cômputo do progresso do desgaste em um dado intervalo de tempo ou distância de deslizamento.

O presente trabalho foca no desenvolvimento de um algoritmo em Matlab® para simulação de desgaste via elementos finitos baseado na implementação do modelo de Archard em análises estáticas intervaladas ao longo de um ciclo de marcha, utilizando o software Hypermesh® para implementação do problema em elementos finitos e o *software* Optstruct® para resolução das equações matriciais geradas.

4.1 Revisão dos modelos existentes em simulação de desgaste de próteses de ATQ

Diferentes abordagens utilizando o método dos elementos finitos podem ser encontradas na literatura. Segundo Knahr (2011), os estudos usando análises por métodos de elementos finitos (MEF) são baseados em parâmetros mecânicos em função da rugosidade, velocidade de deslizamento, ou distância de deslizamento, que contribuem proporcionalmente com o desgaste volumétrico. Além disso, estudos mais recentes incorporam à análise via MEF do fenômeno de desgaste do polietileno acetabular de ATQ a pressão de contato e o cisalhamento cruzado (*crossshear*), que se refere ao movimento transversal local da contraface em relação à direção principal de movimento onde ocorre um alinhamento das moléculas (*PMO* – *principal molecular orientation*), criado pela articulação durante o deslizamento.

Uma breve pesquisa traz à tona alguns nomes pioneiros na análise numérica de desgaste de próteses de ATQ, como por exemplo Bartel *et al.* (1985). Esses autores são comumente referenciados em trabalhos mais recentes e consequentemente mais avançados em relação à predição do desgaste.

Maxian *et al.* (1996) elaboraram um modelo de elementos finitos, não linear, com contato tridimensional utilizando uma formulação de desgaste (equação de Archard) para um ciclo de marcha completo que explicita a distância de escorregamento e as tensões de contato no par metal-polietileno estimando o desgaste do polietileno diretamente em um componente de artroplastia. O modelo possui malha hemiesférica (combinando elementos de 6 nós *wedge* e 8 nós *brick*). As análises são realizadas no *software* ABAQUS®. O UHMWPE é considerado isotrópico com módulo elástico de 1400MPa. Utilizam elementos de contato sem atrito (ABAQUS tipos de elementos IRS3 e IRS4) que permitem grandes deslocamentos, contato de deslizamento e não linearidade ao longo das superfícies tridimensionais. O carregamento é aplicado através de uma superfície esférica rígida Bézier e acionado em 16 instantes de tempo discretos da fase de apoio da marcha (considera-se apenas os movimentos de flexão-extensão da curva obtida por Brandon *et al.* em 1994). O acetábulo está posicionado em um ângulo de 45° no plano coronal. O coeficiente de desgaste utilizado é $k_w = 1,0656 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 / \text{Nm}$ e os resultados obtidos são 13 mm³/ano, 16 mm³/ano e 18 mm³/ano, para diâmetros de cabeça femoral de 22 mm, 28 mm e 32 mm, respectivamente.

Queiroz *et al.* (2001) alcançaram resultados semelhantes aos estudos clínicos na simulação de uma cabeça de CoCr contra um acetábulo de polietileno com orientação espacial de 45° de inclinação lateral. O par simulado possuía 28mm de diâmetro nominal e espessura de 10mm. Considerou-se como movimento apenas a flexo-extensão. O coeficiente de desgaste utilizado foi de $k_w = 1,0656 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3 / \text{Nm}$ e os resultados obtidos foram 16mm³/ano e 0,089mm/ano.

Teoh *et al.* (2002) utilizam um modelo elasto-plástico ideal para a simulação do desgaste através do pacote comercial ABAQUS®. A cabeça femoral é considerada muito mais dura que o copo acetabular, rígida e com um módulo de elasticidade mais de 100 (cem) vezes maior que o módulo do UHMWPE. A malha possui elementos hexaédricos associados a elementos tetraédricos, o que causa, segundo os autores,

concentrações irregulares de tensões não relacionadas às cargas impostas. O modelo emprega a Lei de Archard em um *liner* de 32mm de diâmetro e 8mm de espessura. O módulo de elasticidade do UHMWPE utilizado foi 1,4GPa e o coeficiente de Poisson de 0,3. O acetábulo foi inclinado em 45° no plano coronal. A curva de carregamento é a mesma utilizada por Maxian *et al.* (1996). Além da análise de desgaste fazem também a avaliação do uso de coeficientes de atrito, constatando que há um aumento do desgaste volumétrico com o aumento deste parâmetro, porém o desgaste linear permanece inalterado. A variação de folga radial é abordada e chega-se à conclusão de que o aumento desta provoca um aumento significativo nas taxas de desgaste linear e volumétrica. Como resultados apresenta uma taxa de desgaste volumétrico de 57mm³/ano para um diâmetro de 32mm e um coeficiente de desgaste de $k_w = 1,0656 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$.

Wu *et al.* (2003) propõem a utilização de um modelo que utiliza uma fórmula da lei de Archard modificada. O desgaste é dividido em três períodos: inicial, estável e severo. Do período inicial, por cisalhamento, surgem as partículas de desgaste. No período estável as partículas são produzidas pela adesão do material mole à superfície metálica. O desgaste severo, também chamado de desgaste de fadiga, ocorre quando a tensão de contato ultrapassa a tensão limite do material. Os componentes de ATQ variam durante o desgaste tanto em propriedades materiais quanto em geometria, por esse motivo o processo deve ser considerado histórico-dependente. As tensões e profundidades de desgaste não são as mesmas na superfície de contato da cabeça femoral e do acetábulo. Por estes motivos, a lei de Archard deve ser modificada para sua forma incremental de onde se extrai a equação correspondente ao volume de desgaste da superfície de contato. A partir da estimativa da profundidade de desgaste decorrente da aplicação da carga em cada passo da simulação, a geometria dos componentes é atualizada e a aplicação de cargas é repetida como um novo passo da simulação, como pode ser visto através do fluxograma da Figura 5.1. Como resultados apresenta, para curvas simplificadas de força e movimento, valores de desgaste de 42mm³/ano em acetábulos de 22mm com um coeficiente de desgaste $k_w = 0,8 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$.

Callaghan *et al.* (2003) analisam o desgaste de componentes acetabulares experimental e numericamente. O modelo de elementos finitos dispõe de malha adaptativa para acompanhar o progresso de remoção do polietileno, sendo que utilizam a lei de Archard, com coeficientes de desgaste encontrados diretamente da comparação com resulta-

dos de testes físicos em uma máquina *Biaxial Rocking Hip Simulator* que tem como dados de força e movimentos a curva de Paul (PAUL, 1967). Os valores apresentados pelos autores são de $18\text{mm}^3/\text{ano}$, $23\text{mm}^3/\text{ano}$ e $26\text{mm}^3/\text{ano}$ para diâmetros de 22mm, 28mm e 32mm, respectivamente.

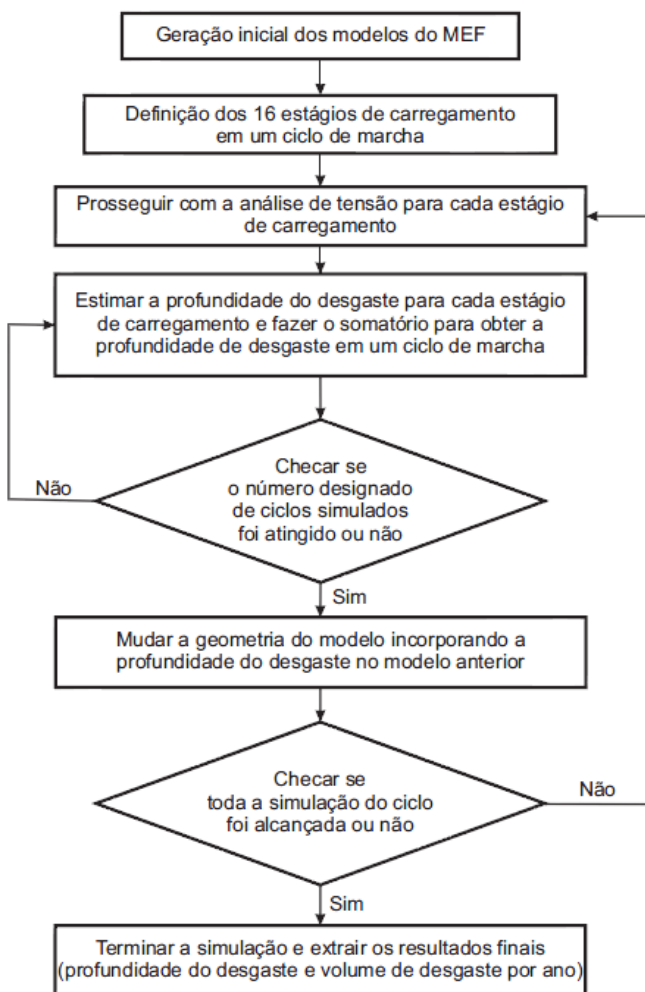


Figura 4.1 – Fluxograma de Wu *et al.* (2003)

Bevill *et al.* (2005) afirmam que a penetração linear da cabeça femoral no acetábulo tem 40% do seu total (no tempo de 10 anos) consumada nos 2 (dois) primeiros anos de pós operatório. No mesmo trabalho consideram a influência da fluência do polietileno que aumenta a área de contato e diminui as pressões de contato na articulação na predição do desgaste, utilizando uma descrição da fluência no domínio do tempo dada por:

$$\varepsilon = C_{\varepsilon} \sigma_{VM} \log(t) \quad (4.1)$$

onde ε é a deformação por fluência, C_{ε} é uma constante σ_{VM} é a tensão de Von Mises e t é o tempo.

Em sua pesquisa utilizam o software comercial ABAQUS® com a subrotina de fluência em FORTRAN®. A malha foi feita com elementos hexaédricos de 8 nós. A simulação de desgaste é toda baseada no trabalho de Teoh *et al.* (2002), sendo a curva de força e movimento e o coeficiente de desgaste os mesmos utilizados por Maxian et al (1996). Como resultados apresentam a soma do efeito da fluência com o desgaste apontando um aumento de desgaste com o aumento da espessura do acetábulo e também com o aumento do diâmetro do par. Apontam também para a redução do desgaste volumétrico com o aumento da folga radial indo de encontro ao relatado por Teoh *et al.* (2002).

No ano de 2007 Fialho *et al.* desenvolveram um modelo computacional no qual o objetivo era a obtenção do volume de desgaste e também da distribuição de temperaturas causada pelo atrito na superfície. Os autores enfatizam as variações encontradas em carregamentos impostos em 3 dimensões, obtendo valores até 18% maiores em termos de volume de desgaste. A avaliação é feita baseada nas curvas de força e movimento medidas de 3 pacientes e os resultados variam entre $18\text{mm}^3/10^6$ ciclos e $40\text{mm}^3/10^6$ ciclos.

Kang et al (2009) indicam que alguns estudos recentes mostram que o aumento da tensão de contato nominal leva a uma redução do desgaste superficial em testes em simuladores, citando Wang *et al.* no ano de 2001. Em seu trabalho incorporam à predição computacional do desgaste o cálculo do coeficiente de desgaste em função dos fenômenos de cisalhamento cruzado e pressão de contato. Afirmam que os estudos correntes utilizam um fator de desgaste constante ou variando como uma função da rugosidade. Os resultados são de $14\text{mm}^3/10^6$ ciclos do algoritmo contra $38,8\text{mm}^3/10^6$ ciclos do teste em simulador.

Queiroz *et al.* (2013) utilizam o método dos elementos finitos na análise de desgaste de próteses, com diferentes inclinações no plano coronal. Discretizam o ciclo de marcha em 16 instantes, levando em consideração apenas a flexão e a extensão. Para uma malha tetraédrica em uma semiesfera de 28mm, espessura de 10mm e um coeficiente de desgaste de $k_w = 1.10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N.m}$ determinaram o módulo de elasticidade do UHMWPE como 1,4GPa e o coeficiente de Poisson de 0,35. Os resultados apresentados foram de 0,19mm/ano, 0,17mm/ano e 0,26mm/ano, para as inclinações em 30°, 45° e 60° respectivamente. Em termos volumétricos, os valores correspondentes são de 30,85mm³/10⁶ ciclos, 30,97mm³/10⁶ ciclos e 47,41mm³/10⁶ ciclos.

Entre os problemas relacionados à simulação numérica aparece o fato da resistência das superfícies ao desgaste não ser uma propriedade intrínseca do material, pois depende de variáveis do sistema tais como as condições de operação, tipo de contato, ambiente, etc. (AFFATATO *et al.*, 2008).

Deve-se notar que as discrepâncias entre os resultados obtidos via elementos finitos e resultados experimentais descritos na literatura são relativamente grandes (KNAHR, 2011).

5 METODOLOGIA

Para investigar o fenômeno de desgaste de *liners* acetabulares de UHMWPE com diferentes diâmetros e rugosidades, foram realizados ensaios experimentais e simulações numéricas.

Os dados experimentais visaram fornecer um conhecimento sólido sobre o sistema tribológico envolvendo próteses de artroplastia total de quadril. Também nesse sentido realizou-se a implementação de um modelo numérico de desgaste via método de elementos finitos que procurou avançar o estado da arte no sentido de permitir a incorporação de uma geometria real do acetábulo tal qual o componente acetabular real, em vez de uma calota esférica geralmente utilizada, e fornecer a possibilidade de alteração de geometria sem uma posterior reconfiguração de malha.

5.1 Metodologia Experimental

Os ensaios experimentais consistiram na realização de testes em simulador de movimentos e força do quadril da marca AMTI modelo ADL-H-06-1 baseando-se na norma ISO 14242:2012. Foram utilizados 6 (seis) pares de acetábulo de UHMWPE convencional não esterilizado com cabeças femorais de aço inoxidável e 6 *liners* para controle de absorção de fluido. Esses 6 pares estavam divididos em 2 pares de 22 mm, 2 pares de 28 mm e 2 pares de 32 mm.

Os modelos de pares tribológicos escolhidos são disponibilizados no mercado nacional, não se fazendo alteração de nenhuma característica desde a sua fabricação, com exceção de que uma cabeça de cada diâmetro foi retirada do processo de fabricação em período anterior ao do polimento, na busca de uma relação direta entre rugosidade superficial da cabeça com as taxas de desgaste.

A Figura 5.1 apresenta uma modelagem das cabeças, *liners* e *metal-backs* utilizados para a realização das análises, bem como a superfície de uma cabeça finalizada (polida) e uma não acabada (não polida)



Figura 5.1 – Modelagem dos componentes ensaiados à esquerda, cabeça femoral não polida ao centro e cabeça polida à direita.

As cabeças e *liners* foram nomeados de acordo com o diâmetro e em sequência alfabética. A tabela 5.1 apresenta a composição de cada par ensaiado.

Tabela 5.1– Descrição dos pares tribológicos avaliados

Par	<i>liners</i>	Cabeça
A-1	22A	22A
B-1	22F	22B
B-2	28B	28B
D-2	28D	28D
C-3	32C	32C
D-3	32D	32D

Os *liners* e cabeças femorais dos dispositivos protéticos foram analisados com relação aos seus acabamentos superficiais, espessura e desvios de forma (parâmetros especificados pela norma NBR ISO 7206-2:2012) no Laboratório de Metrologia Dimensional da Fundação Ceti/UFSC. Além disso, os acetábulos foram avaliados via microscopia óptica com um aumento de 50X.

Os valores e imagens obtidos servem como dados de entrada para a avaliação das taxas de desgaste dos *liners* que foram obtidas após simulação da marcha em um simulador de quadril via medição gravimétrica.

A realização do experimento no simulador de quadril foi feita de modo que a massa de desgaste, bem como imagens macro e micrográficas dos *liners*, foram obtidas a cada 500 mil ciclos. Ao fim de 2 milhões

de ciclos levantou-se, além dos dados fotográficos e gravimétricos, imagens via microscopia eletrônica e valores de acabamento superficial e desvios de forma para comparação entre os valores iniciais e finais.

5.1.1 Medição inicial dos parâmetros superficiais e geométricos

5.1.1.1 Medições de Rugosidade

As medições de rugosidade foram realizadas em um perfilômetro Taylor-HobsonTM Form Talysurf-120L, apresentado na Figura 5.2. A incerteza do equipamento é dada por $I = (0,004 + R_a/54)\mu m$.

Os parâmetros de rugosidade estão definidos pelas normas ISO 4287:2005 e ISO 13565-2:1998. Os filtros usados correspondem à norma ISO 3247:1996 e à norma ISO 13565-1:1998.

Utilizou-se um filtro *cut-off* de 0,08mm, com filtro de onda Gaussiano, sendo que as medições foram realizadas com um apalpador de 2 μm , uma velocidade de medição de 0,5mm/s e uma força de medição de 1,5mN. O comprimento avaliado foi de 0,48mm, sendo que a metade do primeiro e do último *cut-off* eram descartadas.

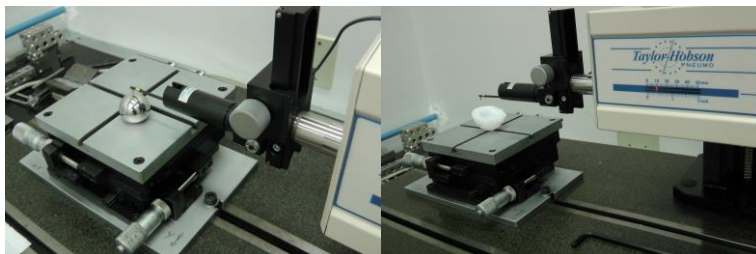


Figura 5.2 – Máquina utilizada na medição da rugosidade.

Os componentes foram medidos realizando-se 3 ciclos de medição na posição 1 e um ciclo de medição para as demais posições. O diagrama do plano de medição realizado pelo Laboratório de Metrologia Dimensional pode ser visto na Figura 5.3.

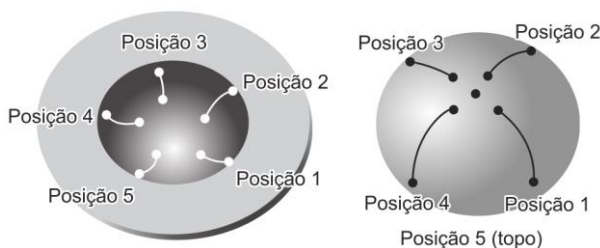


Figura 5.3 – Diagrama do plano de medição.

5.1.1.2 Medições de diâmetro e esfericidade

Para a realização das medições de diâmetro e esfericidade (Fig. 5.4) utilizou-se uma máquina de medir por coordenadas (MMC) Mitutoyo® Beyond A9-16. A incerteza expandida do equipamento é de 0,0020 mm. As medições seguiram as especificações da norma ISO 7206-2:2012. O alinhamento, para as cabeças femorais, foi estabelecido a partir do centro esférico da cabeça femoral. Para os *liners* o alinhamento foi feito via nivelamento pela borda de apoio sendo as origens determinadas pelas coordenadas do centro da concavidade esférica. O apalpador utilizado foi do tipo esférico de 1 mm a 5 mm de diâmetro para as cabeças e de 1 mm a 3 mm para os *liners*. A força de medição utilizada foi de 0,2 N.

A esfericidade (r_s) é medida como

$$r_s = OP' - 0,5\varnothing \quad (5.1)$$

onde OP' é a distância entre o ponto mais do valor medido de diâmetro P' e a origem e \varnothing é o diâmetro medido.

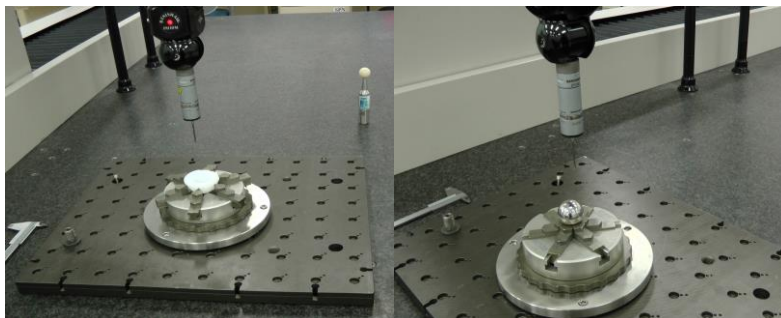


Figura 5.4 – Medições de forma dos liners à esquerda e cabeças à direita.

Os dados obtidos via MMC foram acompanhados da nuvem de pontos a partir da qual as medidas foram extraídas. Isto se deu apenas para os acetábulos, visando obter o mapeamento do desgaste após os ensaios. A nuvem de pontos, quando plotada em um espaço tridimensional fornece uma figura nos moldes da Figura 5.5.

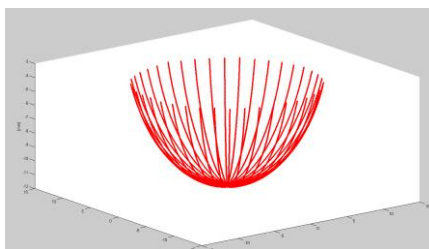


Figura 5.5 – Nuvem de pontos utilizados para medições de forma.

Com a utilização do algoritmo de *Convex Hull* (*convhull*) da biblioteca do Matlab®, foi possível definir o volume dos sólidos gerados e se obter uma avaliação gráfica da esfericidade dos acetábulos (Figura 5.6) onde a cor vermelha indica que o diâmetro medido no ponto é maior que o diâmetro médio medido e a cor azul indica o oposto.

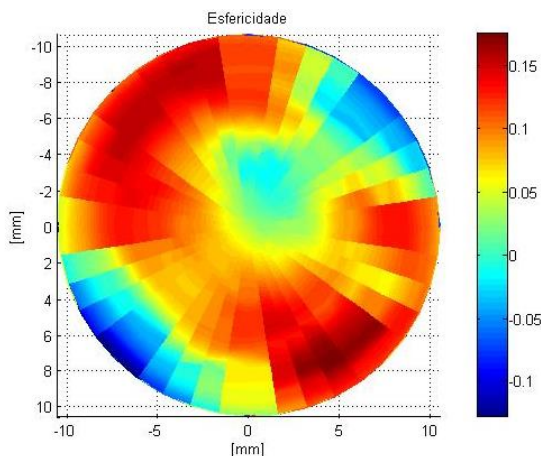


Figura 5.6 – Avaliação gráfica da nuvem de pontos.

5.1.1.3 Micrografia

A inspeção dos *liners* acetabulares foi realizada via microscópio com ampliação de 50 vezes. O modelo utilizado foi um Olympus–BX60M com o *software* Leica Application Suíte Ez. Procurou-se avaliar a região central e seus arredores tendo como referência o ressalto dos *liners* estudados. A Figura 5.7 esquematiza a análise feita.

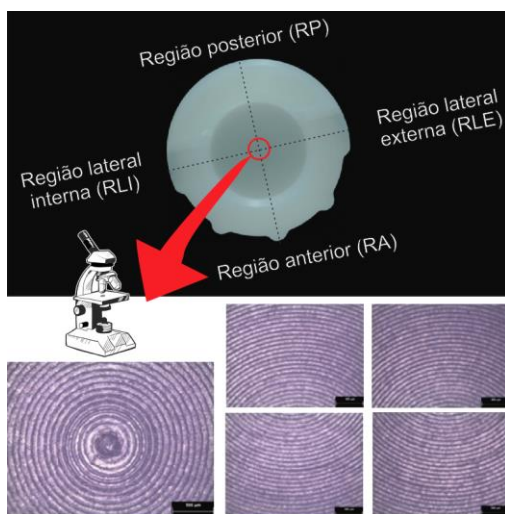


Figura 5.7 – Esquema de posição para obtenção das microfotografias via microscópio.

5.1.2 Ensaio em simulador de desgaste

O ensaio de desgaste foi realizado em um simulador de quadril AMTI de 6 estações com 2 estações de controle (Figura 2.10). Cada par de corpos de prova de diferentes diâmetros teve seu par de controle (*soak control*) de diâmetro correspondente devidamente averiguado a fim de se obter uma medição gravimétrica que levasse em consideração a absorção do fluido pelo polietileno acetabular. Os procedimentos de ensaio e medição do desgaste se basearam na norma ISO 14242:2012 (partes 1 e 2, respectivamente). As amostras foram previamente encharcadas no fluido de teste (soro fetal bovino Vitrocell, diluído em água deionizada com concentração total de proteínas de 35g/L, filtrado a 0,22μm)

Foi utilizado azida sódica para prevenir a proliferação de fungos e bactérias no soro, além de EDTA para evitar a precipitação de fosfato de cálcio nas superfícies do par tribológico.

A montagem dos acetábulos se deu a 0° (Figura 5.8).



Figura 5.8 – Montagem dos corpos de prova.

As curvas de deslocamento e força do simulador seguem a norma ISO 14242-1:2012. Foi utilizada a frequência de 1 Hz para o movimento.

A cada 500 mil ciclos as amostras foram retiradas e suas massas foram medidas. Além disso, foi feito o registro micrográfico da evolução do desgaste. O ensaio foi terminado ao fim de 2 milhões de ciclos.

5.1.2.1 Cálculo do desgaste com as incertezas inerentes aos resultados

Os resultados para a medição experimental do desgaste realizada por meio do método gravimétrico seguiu as recomendações da norma ISO 14242-2:2012 e para cada mensurando realizou-se a medição por no mínimo duas vezes, obtendo-se a média e desvio padrão. A balança utilizada (ShimadzuTM, Modelo AUW 2200 com 5 casas decimais até 85g) fora previamente calibrada. Como o certificado de calibração apresenta as incertezas expandidas e graus de liberdade efetivos para diversos pontos na faixa de 0,001g e 200,00g, tomou-se a maior incerteza fornecida e o menor número de graus de liberdade apresentado. Isso foi feito a fim de se obter um resultado mais conservador acerca das medições das massas de desgaste.

Para o cálculo da massa de desgaste oriunda do processo de simulação da marcha foi utilizada a expressão:

$$M = M_{CP_0} - \left\{ M_{CP} - \left[\frac{(M_{CT1} - M_{CT1_0}) + (M_{CT2} - M_{CT2_0})}{2} \right] \right\} \quad (5.2)$$

onde M é a massa de desgaste [g]; M_{CP_0} é a massa a seco do corpo de prova [g], M_{CP} é a massa do corpo de prova ensaiado [g], M_{CT_0} são as massas de controle a seco e M_{CT} são as massas de controle ensaiadas e os índices 1 e 2 se referem ao número de corpos de controle utilizados.

As incertezas obtidas em cada uma das medições acima foram combinadas segundo a expressão:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) \quad (5.3)$$

sendo $u_c(y)$ a incerteza padrão combinada, y a função (ou modelo matemático) da medição indireta e x_i a variável que compõe a função y ou medição direta que compõe a medição indireta e $u(x_i)$ a incerteza padrão da medição direta.

Assumindo-se uma distribuição de probabilidade normal, o intervalo de ± 1 (um) desvio padrão ao redor da melhor estimativa do mensurando corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 68%. Para aumentar tal probabilidade de abrangência, deve-se multiplicar a incerteza combinada pelo fator de abrangência k_a . O resultado é a chamada “incerteza expandida”, I , tal que:

$$I = k_a \cdot u_c(y) \quad (5.4)$$

onde k_a é definido para uma determinada probabilidade de abrangência (geralmente 95,45%).

Para uma distribuição normal e uma probabilidade de abrangência de 95,45%, $k_a = 2$. Quando uma componente de incerteza do Tipo A é avaliada por um número reduzido de observações repetidas ($N < 30$), torna-se mais adequado atribuir uma distribuição de probabilidade *t-Student* do que uma distribuição Normal. Na distribuição *t-Student*, o valor de k_a será dependente, além da probabilidade de abrangência, do grau de liberdade efetivo. Dessa forma, o valor de k_a nem sempre será igual a dois. Na estatística, em geral, o grau de liberdade é $N-1$, ou seja, o número total de medições menos um. Em incerteza, como existem

componentes de incerteza que não necessariamente são avaliadas por meio de uma análise estatística, torna-se necessário um conceito mais genérico para o grau de liberdade. Pode-se dizer que: O grau de liberdade na incerteza quantifica a credibilidade sobre cada componente de incerteza. Assim, um alto grau de credibilidade implica em um alto grau de liberdade.

O número de graus de liberdade efetivos foi obtido pela expressão (5.5):

$$\frac{u_c^4(y)}{\varphi_{ef}} = \sum_{i=1}^N \frac{u^4(x_i)}{\varphi(x_i)} \quad (5.5)$$

onde φ_{ef} o número de graus de liberdade efetivos e φ o número de graus de liberdade da medição direta.

Com o auxílio de tabela estatística encontra-se o valor de k correspondente ao número de graus de liberdade efetivos encontrado e a medição pode ser dada com sua respectiva incerteza ($Valor \pm D$).

5.1.3 Medições finais dos parâmetros superficiais e geométricos

Ao fim dos 2 milhões de ciclos no simulador de marcha foram realizados os procedimentos de medição de rugosidade, diâmetro e esfericidade (apresentados nos itens 5.1.1.1 e 5.1.1.2) para os *liners* testados. Além disso, foram obtidas as micrografias via microscopia óptica (item 5.1.1.3) e também foi feita a averiguação das características dos *liners* via Microscópio de Varredura Eletrônica. A análise foi realizada no Lab Cenano, localizado no INT (Instituto Nacional de Tecnologia). O equipamento utilizado foi o modelo Fei Inspect s50 com voltagem de feixe de 15kV no modo elétrons secundários.

Também ao fim dos ensaios em simulador de quadril foi realizada a medição de espessura dos *liners*. Essa medição foi realizada no Laboratório de Análise Dimensional da Fundação Certi/UFSC. Utilizou-se a MMC já descrita com um dispositivo que permite medir a espessura do material. O resultado obtido da medição de cada *liner* é a média de cinco medições em quatro posições angulares diferentes. Com os valores individuais fez-se a média dos corpos de prova de cada diâmetro (que sofreram desgaste e possível fluência com absorção) e dos espécimes de controle de diâmetros respectivos (que sofreram apenas absorção e possível deformação plástica). As variações de espessura calculadas foram consideradas como a diferença entre as espessuras dos espécimes de controle e dos corpos de prova.

5.2 Simulações numéricas

Para a simulação computacional do desgaste através do método de elementos finitos criou-se uma malha a partir da modelagem da geometria da cabeça femoral e do *liner* acetabular. Essa malha foi feita utilizando-se elementos hexaédricos de 1ª ordem localizados na parte interna do *liner* conectados a uma malha tetraédrica da parte restante do acetábulo (Figura 5.9).

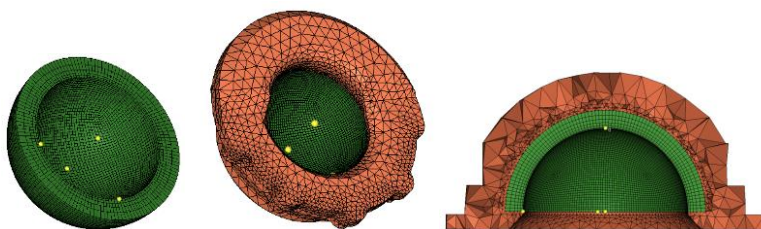


Figura 5.9– Malhas do acetábulo.

A cabeça femoral foi representada por uma malha mista entre elementos tetra e hexaédricos de primeira ordem. Entre a cabeça e a região interna do acetábulo estabeleceu-se a condição de contato com escorregamento e atrito conforme mostrado na Figura 5.10.

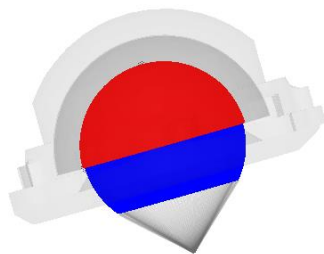


Figura 5.10 – Região de contato entre as componentes acetabular e femoral da prótese.

A restrição de movimento foi aplicada à superfície externa do *liner* a fim de se aproximar das condições de ensaio, onde o *metal back* serve de encaixe para o *liner* de forma que o contato não ocorre em toda sua superfície. A força (com orientação sempre vertical e variação de magnitude de acordo com a curva de carregamento proposta) foi coloca-

da em um ponto central à cabeça femoral e conectado à toda a malha da mesma via elementos rígidos unidimensionais (Figura 5.11).

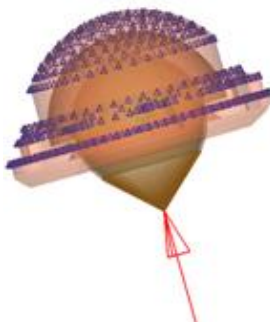


Figura 5.11 – Aplicação das condições de carregamento e restrição de movimento.

Com relação às propriedades utilizadas para o UHMWPE, verificou-se via relatório do fabricante que a densidade do UHMWPE dos acetábulos é de $0,934\text{mg/mm}^3$. Para o módulo de Young, tensão de escoamento e coeficiente de Poisson buscou-se na literatura valores referentes à temperatura de 37°C , haja vista a variação sensível das propriedades do polietileno em função desse parâmetro. O artigo escrito por Croop e Lobo (2010) fornece a curva tensão-deformação do UHMWPE a 37°C encharcado em solução salina. Apesar de ser um fluido diferente do utilizado nos experimentos do presente trabalho, a condição de encharque associada à temperatura se aproxima de melhor maneira se comparada com as condições de ensaio em temperatura ambiente e a seco. As propriedades fornecidas são dadas na Tabela 5.2.

Tabela 5.2– Propriedades do UHMWPE a 37°C em solução salina

Propriedade	UHMWPE 37°C em solução salina
Módulo de Elasticidade	306MPa
Tensão de Escoamento	14MPa
Coefficiente de Poisson	0,355 (realizado a seco)

A curva do material utilizada representa um material puramente elástico, pois constatou-se, via análise numérica prévia, que para o problema em tela a utilização de um modelo elasto plástico não se faria

necessário. Isto porque as tensões não ultrapassaram o valor de 12Mpa, valor abaixo da tensão de escoamento dada por Croop e Lobo (2010).

Para a cabeça femoral foram tomados valores convencionais de propriedades do aço ($E=210\text{GPa}$, $\rho=7860\text{kg/m}^3$, $\nu=0,3$, $\sigma_e=210\text{MPa}$).

O valor dos coeficientes de atrito foram extraídos do trabalho de Sawae *et al.* (1998), que apontam uma variação do coeficiente cinético de 0,04 a 0,06 de acordo com a distância percorrida no ensaio pino em disco. Para o coeficiente de atrito estático foi usado o valor de 0,07, obedecendo à regra de que o atrito estático é maior que o dinâmico, cujo valor assumido foi de 0,05, média entre máximo e mínimo encontrados por Sawae.

Para modelar a cinemática do par metal-polietileno foi realizada a discretização das curvas de trajetória e força (Figura 5.12).

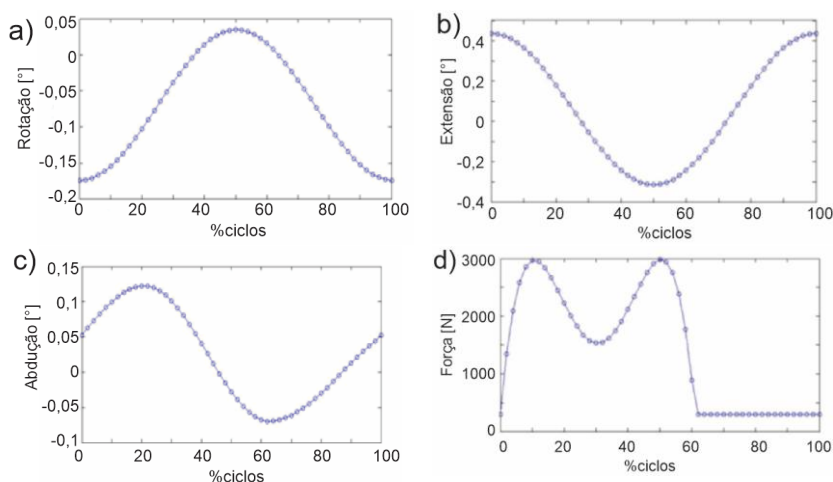


Figura 5.12 – Curvas discretizadas – (a) Rotação, (b) Extensão, (c) Adução, (d) Força – pela porcentagem do ciclo de marcha.

As posições em ângulos e as forças obtidas nas curvas apresentadas foram extraídas da norma ISO 14242-1:2012, dadas pelas equações nas Tabelas 5.3 e 5.4, muito embora tais curvas, segundo Dallacosta (2011), Callonius (2003) e Saikko (2001), não representem a verdadeira movimentação feita pela máquina.

Tabela 5.3– Equações da curva de deslocamento (ISO 14242-1:2012)

X- fração do ciclo [%]	Abdução/Adução [°]	Flexão/Extensão [°]	Rotação [°]
0 a 20	$4sin(0,0748X)+3$	$21,5cos(0,0628X)+3,5$	$6sin(1,5\pi+0,0628X)-4$
20 a 61	$5,5sin(0,0748X)+1,5$		
61 a 100	$4sin(0,26\pi+0,0628X)$		

Tabela 5.4– Equações do carregamento (ISO 14242-1:2012)

X- fração do ciclo [%]	Força [kN]
0 a 61	$-0,00000930441236249746X^4+0,00113569119486952X^3-0,0446360765492253X^2+0,609263366429307+0,3$
61 a 100	$0,3$

Estas curvas são usadas na análise estática em cada ponto discretizado.

A curva cinemática foi levantada arbitrando-se um vetor unitário **d**=(0,0,1) na coordenadas cartesianas x, y, z (Figura 5.13).

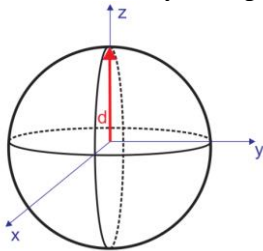


Figura 5.13 – Vetor unitário d na posição zero (0,0,1).

Para cada instante do ciclo de marcha desejado extraiu-se a posição angular das curvas de movimento. A conversão para coordenadas cartesianas se deu através do uso dos ângulos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação como ângulos de Euler:

- Abdução/adução (ad) → rotação no eixo x
- Flexão/extensão (fl) → rotação no eixo y
- Rotação externa/interna (rt) → rotação no eixo z

Com essas definições fez-se uso de uma matriz de rotação, segundo LaValle (2006) dada por:

$$\text{Rot} = \begin{bmatrix} \cos(\text{rt}).\cos(\text{fl}) & \cos(\text{rt}).\text{sen}(\text{fl}).\text{sen}(\text{ad}) - \text{sen}(\text{rt}).\cos(\text{ad}) & \cos(\text{rt}).\text{sen}(\text{fl}).\cos(\text{ad}) + \text{sen}(\text{rt}).\text{sen}(\text{ad}) \\ \text{sen}(\text{rt}).\cos(\text{fl}) & \text{sen}(\text{rt}).\text{sen}(\text{fl}).\text{sen}(\text{ad}) + \cos(\text{rt}).\cos(\text{ad}) & \text{sen}(\text{rt}).\text{sen}(\text{fl}).\cos(\text{ad}) - \cos(\text{rt}).\text{sen}(\text{ad}) \\ -\text{sen}(\text{fl}) & \cos(\text{fl}).\text{sen}(\text{ad}) & \cos(\text{fl}).\cos(\text{ad}) \end{bmatrix}$$

Como resultado obtém-se um conjunto de coordenadas cartesianas que indicam os pontos no espaço tridimensional em que o vetor **d** estará apontando (Figura 5.14).

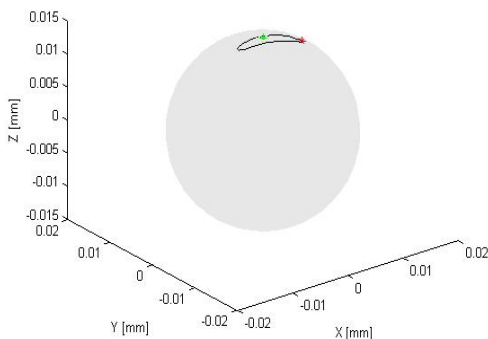


Figura 5.14 – Posições do vetor unitário **d** no sistema cartesiano.

A obtenção de cada posição do vetor **d** permite a análise estática não linear (devido às propriedades do material, bem como ao contato presente) em espaçados instantes de tempo de ciclo de marcha. Para tanto, fixou-se a cabeça femoral e orientou-se o acetábulo através dos pontos obtidos, gerando-se diferentes configurações de análise (Figura 5.15).

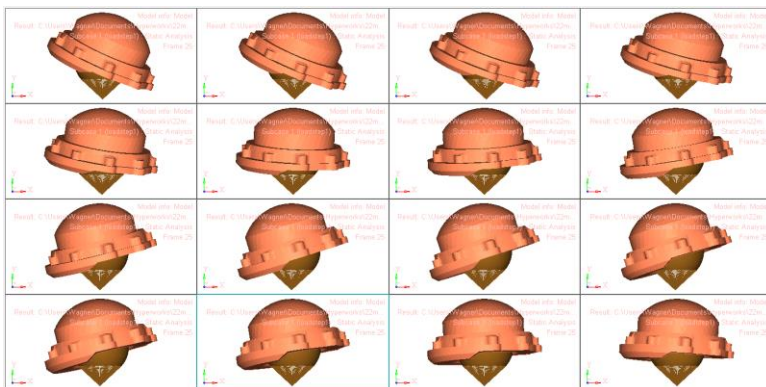


Figura 5.15 – Variação de posição da malha acetabular em 16 diferentes pontos.

O número de instantes escolhidos para discretização foi determinado com base na comparação dos resultados obtidos para uma divisão de 1000, 500, 100, 50, 25, 20, 17, 15, 14, 13 e 10 intervalos. Para tanto, fez-se o cálculo das integrais das curvas de força e deslocamento (via método numérico do trapézio), bem como o cálculo das distâncias percorridas para 1 ciclo. Com base na análise foi definido o uso de 20 intervalos (21 pontos de obtenção de resultados das curvas). A mudança de geometria da malha foi realizada em intervalos de 1 e 4 mudanças.

5.2.2 Cálculo das distâncias percorridas por cada nó da malha

Para se avaliar o desgaste via equação de Archard é necessária, além das pressões de contato, a distância de deslizamento. Como o objetivo da análise computacional é determinar a profundidade de desgaste de cada nó da superfície interna do acetábulo deve-se obter a distância de deslizamento de cada um desses pontos.

Para isto foi feito (tal qual a determinação da trajetória dos componentes) a transformação dos ângulos para coordenadas cartesianas. Entretanto, agora toma-se cada ponto de controle (nós da malha) como posição inicial de um vetor (C) Como representado na Figura 5.16.

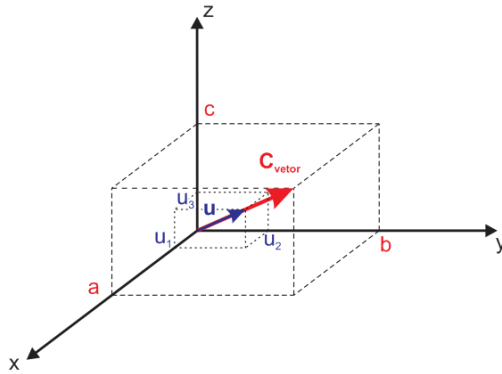


Figura 5.16 – Vetor \mathbf{C} e seu unitário.

Para uma posição seguinte ($i+1$), ter-se-á outra coordenada tri-dimensional e o ângulo (θ_e) entre esses dois vetores ($\mathbf{C}_i, \mathbf{C}_{i+1}$) é dado por:

$$\cos(\theta_e) = \frac{\langle \mathbf{C}_i, \mathbf{C}_{i+1} \rangle}{\|\mathbf{C}_i\| \cdot \|\mathbf{C}_{i+1}\|} \quad (5.6)$$

Obtido o ângulo entre os vetores de posição, a distância (S_t) percorrida por cada nó no intervalo entre as posições i e $i+1$ é encontrada pela equação:

$$S_t = r_m \theta_e \quad (5.7)$$

onde r_m é o raio da componente acetabular.

Portanto, para um determinado nó a distância total percorrida em um ciclo pode ser escrita como:

$$S = \sum S_t = \sum_{i=1}^{20} r_m \theta_{e_i} \quad (5.8)$$

5.2.3 Cálculo da profundidade de desgaste h e novas coordenadas dos nós

Tendo os vetores originais (\mathbf{C}), faz-se a busca por seus respectivos vetores unitários (\mathbf{u})

$$\mathbf{u} = \frac{\mathbf{C}}{\|\mathbf{C}\|} \quad (5.9)$$

Em cada nó foi utilizada a equação de desgaste de Archard. Com a distância incremental percorrida (S_i) e o coeficiente de desgaste dimensional definidos, é necessário estabelecer a tensão no contato que ocorre para cada intervalo. Para tanto se fez a média simples dos valores obtidos via MEF entre os instantes alternados (i e $i+1$). A profundidade de desgaste, ou comprimento de remoção de material, experimentado por cada nó pôde ser descrito da seguinte maneira:

$$h = \sum h_t = k_w \sum_{i=1}^{20} \left(\frac{\sigma_i + \sigma_{i+1}}{2} \right) S_{t_i} \quad (5.10)$$

Após aplicada a equação de desgaste tem-se a profundidade (h) que o nó deverá se posicionar para posterior alteração de geometria. Somando-se essa profundidade à distância da origem ao nó (g):

$$g = \sqrt{C_x^2 + C_y^2 + C_z^2} \quad (5.11)$$

onde C_x , C_y e C_z são componentes cartesianas do vetor.

Ter-se-á, então, um novo comprimento de vetor ($g+h$) sendo sua coordenada dada pela multiplicação desse comprimento pelo vetor unitário \mathbf{u} do vetor \mathbf{C} (Equação 5.9).

Com as novas coordenadas de cada nó é possível se modificar a malha e, após isso, lançar-se mão de outra análise estática para o cálculo de novas pressões de contato e nova iteração do cômputo da translação dos nós.

5.2.4 Translação dos nós da malha

No presente trabalho, visando evitar a perda de informações acerca do problema não linear resolvido com a realização de uma nova malha sobre nova geometria, procurou-se realizar a mudança da malha mantendo a mesma sem a necessidade da alteração da geometria e posterior remalhamento. Deve-se notar que a alteração da localização dos nós pode ocasionar um deslocamento excessivo com penetração de camadas de elementos. Isso foi solucionado com o aumento gradual dos elementos no sentido radial associado à busca pela vizinhança radial do nó da superfície.

O método desenvolvido no *software* Hypermesh® captura a informação dos nós ao longo de um vetor com origem no centro e armazena o conjunto encontrado em linhas de matrizes. Com o valor da profundidade de desgaste orienta-se não apenas o nó superficial, mas também todos os nós a ele conectados radialmente e que fazem parte da calota formada por elementos estruturados. A Figura 5.17 mostra um conjunto de nós radiais. O algoritmo foi implementado em parceria com a Altair do Brasil e permite a translação do ponto sem possibilidade de distorção do elemento, uma vez que foram atribuídas dimensões ao último elemento com ordem de grandeza muito maior que ordem de grandeza dos desgastes.

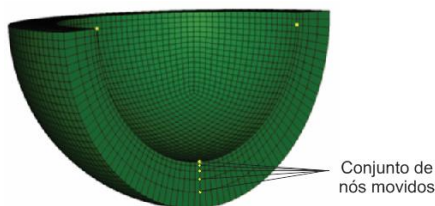


Figura 5.17 – Vizinhança radial do nó superficial.

As coordenadas do vetor C foram tomadas para levantamento do volume interno do *liner* acetabular com posterior comparação e cálculo do volume de desgaste.

5.2.5 Detalhamento do procedimento

A geometria de malha proposta sob as condições de carregamento e restrição impostas, baseadas na norma ISO 14242-1:2012, gerou valores de forças normais e tensões de contato (Figura 5.18) que foram extraídos e utilizados no cômputo do desgaste via lei de Archard. Fez-se a avaliação em um único ciclo de 2 milhões e com variação de malha a cada 500 mil ciclos. O valor do coeficiente de desgaste utilizado foi de $1,066\text{mm}^3/\text{Nm}$ (MAXIAN *et al.*, 1996; WU *et al.*, 2003; BEVILL *et al.*, 2005).

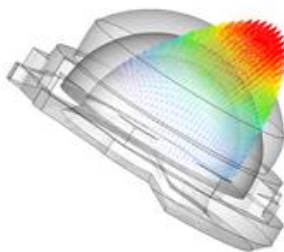


Figura 5.18 – Vetores de força normal de contato.

A malha da componente acetabular foi construída de maneira com que o número de nós na sua superfície fosse o mesmo para cada um dos diâmetros (2461 nós), buscando-se uma equiparação quanto à localização dos pontos de medição da distância de deslocamento. A profundidade de desgaste calculada foi levada em consideração no cômputo da distância de desgaste das iterações seguintes. O contato entre cabeça e *liner* acetabular foi dado como conforme, sem folga radial sendo que se buscou a confecção de uma malha para a cabeça de forma a se obter a maior suavidade superficial possível. O acetábulo de 22 mm foi construído com 13500 elementos hexaédricos e 47350 elementos tetraédricos com um total de 24302 nós. A componente de 28 mm possui 16200 elementos hexaédricos e 47190 elementos tetraédricos em um total de 27102 nós. Por fim, a malha de 32 mm é composta por 13500 elementos hexaédricos e 43645 elementos tetraédricos com 23763 nós.

A Figura 5.19 apresenta em forma de fluxograma os procedimentos adotados na simulação numérica.

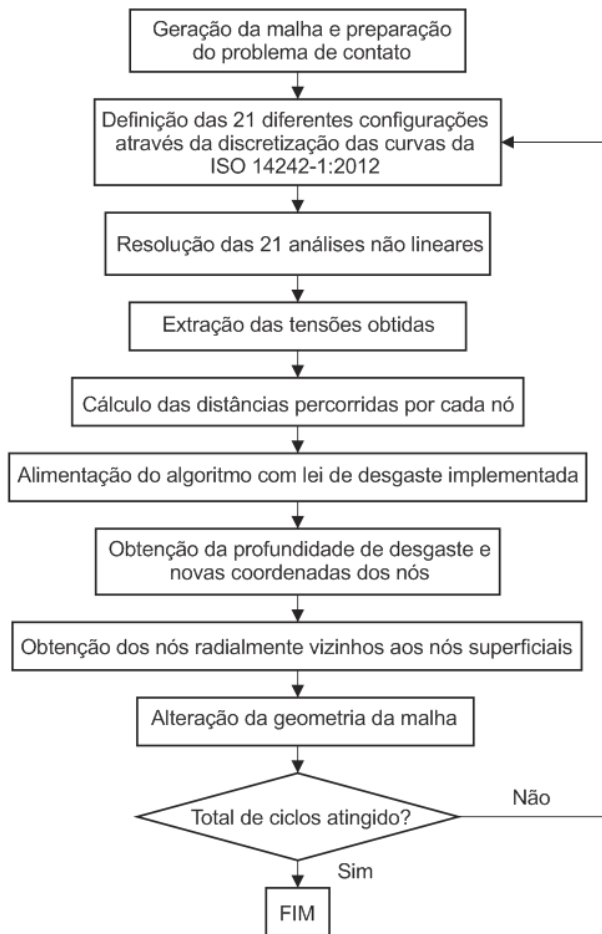


Figura 5.19 – Fluxograma da simulação numérica realizada.

5.3 Avaliação da correlação dos parâmetros geométricos e de acabamento superficial com as taxas de desgaste obtidas via simulação numérica e ensaio experimental

Ao fim dos ensaios experimentais e simulação numérica fez-se uma avaliação da correlação linear existente entre os parâmetros me-

dados/simulados e a taxa de desgaste obtida via simulação da marcha e via simulação numérica.

Os valores de correlação foram levantados utilizando-se o *software* Excel com a função “PEARSON”. O coeficiente de correlação de Pearson fornece a intensidade da associação linear existente entre as variáveis e é dado pela equação

$$\gamma = \frac{\tau_{x,y}}{\omega_x \omega_y} \quad (5.12)$$

onde $\tau_{x,y}$ é a covariância ou variância conjunta das variáveis x e y , ω_x é o desvio padrão da variável x e ω_y é o desvio padrão da variável y .

O valor do coeficiente de Pearson pode variar de -1 a 1 e a indicação da correlação existente de acordo com o valor obtido é apresentada na Tabela 5.5

Tabela 5.5 – Classificação da correlação de acordo com o valor do coeficiente de Pearson

Coeficiente de Pearson (γ)	Correlação
1	Perfeita positiva
entre 0,8 e 1	Forte positiva
entre 0,5 e 0,8	Moderada positiva
entre 0,1 e 0,5	Fraca positiva
entre 0 e 0,1	Ínfima positiva
0	Nula
entre -0,1 e 0	Ínfima negativa
entre -0,5 e -0,1	Fraca negativa
entre -0,8 e -0,5	Moderada negativa
entre -1 e -0,8	Forte negativa
-1	Perfeita negativa

Foram realizadas avaliações de correlação entre as taxas médias de desgaste obtidas via ensaio experimental e simulação numérica a fim de se comparar os resultados destes métodos de avaliação de desgaste. Além disso, foram realizadas correlações entre as taxas de desgaste obtidas experimentalmente para cada um dos *liners* com os valores dos parâmetros geométricos e de acabamento superficial medidos.

6 RESULTADOS

6.1 Resultados dos ensaios experimentais (*in vitro*)

Os resultados da avaliação experimental do desgaste de diferentes pares tribológicos *liner* acetabular - cabeça femoral são apresentados e discutidos nesta seção. As cabeças e acetábulos foram nomeados de acordo com o diâmetro e em sequência alfabética de acordo com a Tabela 5.1.

6.1.1 Análise dimensional inicial

6.1.1.1 Esfericidade e diâmetro das cabeças femorais

Os valores de diâmetro e esfericidade e suas incertezas para as cabeças femorais são expostos na Tabela 6.1.

Tabela 6.1– Medições iniciais de forma das cabeças femorais.

22 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{smáx}$) [mm]
A	22,174±0,006	0,004±0,003
B	22,155±0,006	0,008±0,003
28 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{smáx}$) [mm]
B	28,014±0,006	0,035±0,003
D	27,997±0,006	0,044±0,003
32 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{smáx}$) [mm]
C	31,962±0,006	0,011±0,003
D	31,975±0,006	0,011±0,003

6.1.1.2 Esfericidade e diâmetro dos *liners* acetabulares

Para os *liners* de UHMWPE as mesmas medidas foram realizadas e são apresentadas na Tabela 6.2. Tal qual as cabeças femorais, os acetábulos apresentam valores iniciais muito próximos para a esfericidade em seu estado virgem (i.e. produto acabado).

Tabela 6.2 – Medições iniciais de forma dos *liners* acetabulares.

22 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{y\text{máx}}$) [mm]
A	22,408±0,008	0,052±0,006
F	22,513±0,009	0,056±0,004
28 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{y\text{máx}}$) [mm]
B	28,177±0,007	0,055±0,006
D	28,210±0,008	0,050±0,004
32 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{y\text{máx}}$) [mm]
C	32,236±0,009	0,072±0,008
D	32,248±0,009	0,056±0,005

Os dados de esfericidade dos componentes acetabulares foram acompanhados da nuvem de pontos obtidos da MMC. Via algoritmo matemático obteve-se a representação gráfica dos desvios em relação ao diâmetro médio medido. A Figura 6.1 apresenta esse resultado para os valores iniciais.

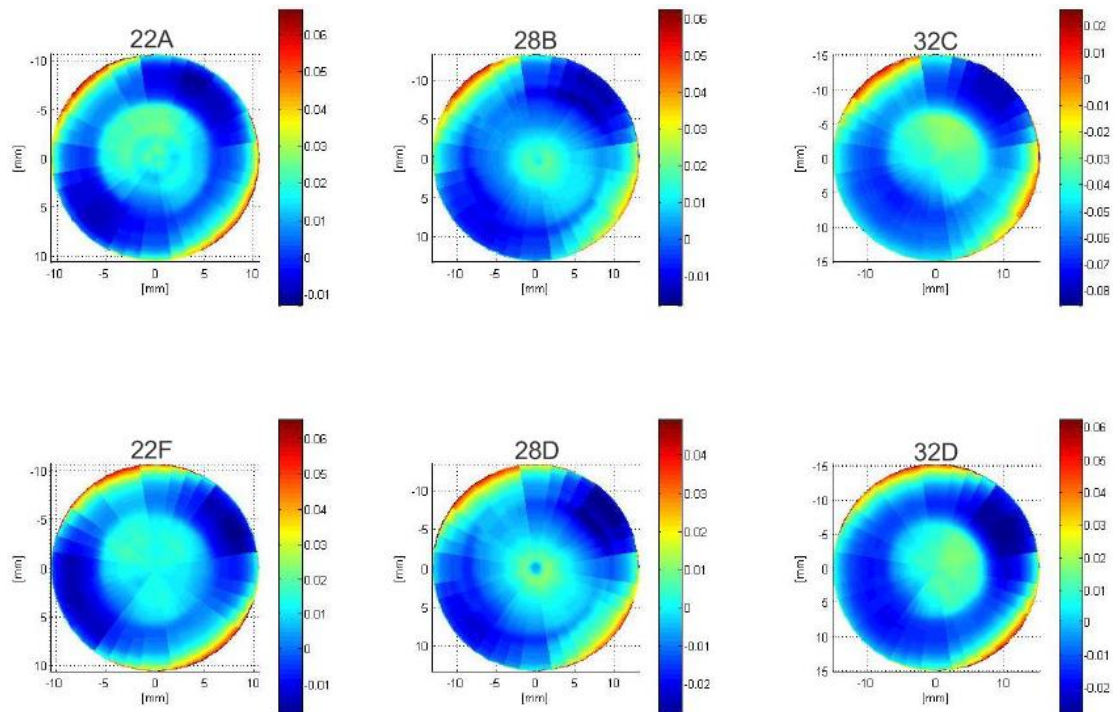


Figura 6.1– Representação gráfica do desvio da esfericidade inicial dos *liners*.

Na Figura 6.1 a cor azul (valores negativos) significa “excesso” de material enquanto que a cor vermelha (valores positivos) significa a “falta” de material em relação ao diâmetro médio individual de cada *liner*.

6.1.2 Rugosidades superficiais iniciais

6.1.1.3 Rugosidade das cabeças femorais

Os valores obtidos para a rugosidade (R_a) inicial das cabeças femorais (em μm) e suas respectivas incertezas são apresentados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Medições iniciais de rugosidade (R_a) das cabeças femorais [μm].

22 mm	
A	0,02±0,01
F	0,03±0,01
28 mm	
B	0,01±0,01
D	0,03±0,01
32 mm	
C	0,03±0,02
D	0,01±0,01

As cabeças femorais embora o processo de acabamento, durante sua fabricação tenha sido interrompido, a fim de se ter rugosidades severamente diferentes apresentou valores de R_a semelhantes quando levado em consideração a incerteza das medições.

6.1.1.4 Rugosidade dos *liners* acetabulares

Os valores obtidos para a rugosidade (R_a) inicial dos *liners* acetabulares (em μm) e suas respectivas incertezas são apresentados na Tabela 6.4.

Tabela 6.4 – Medições iniciais de rugosidade (R_a) dos *liners* [μm].

22 mm	
A	$0,96\pm0,03$
F	$1,04\pm0,05$
28 mm	
B	$1,02\pm0,03$
D	$0,84\pm0,03$
32 mm	
C	$1,08\pm0,04$
D	$0,98\pm0,08$

6.1.2 Análise micrográfica inicial

A avaliação via microscópio óptico inicial é apresentada na Figura 6.2. Nesta seção são apresentados os resultados obtidos no centro dos componentes. Ao fim, no Apêndice A deste trabalho, as micrografias podem ser visualizadas em maior número de posições para cada *liner*.

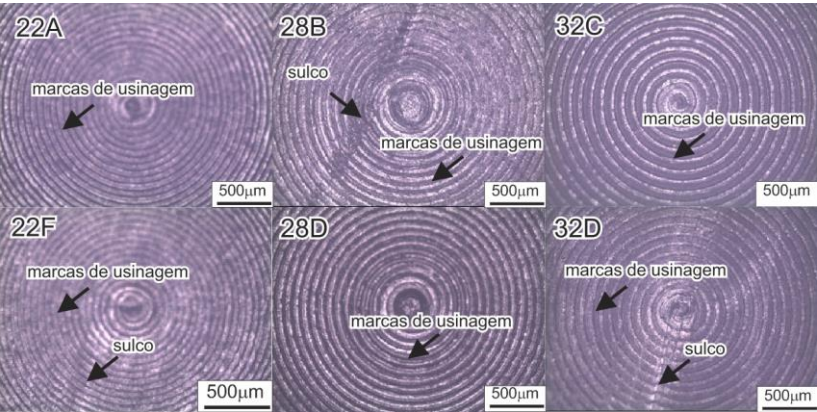


Figura 6.2 – Micrografia do centro dos *liners* acetabulares.

6.1.3 Resultado do ensaio de desgaste

A medição das massas de desgaste para cada par ensaiado no simulador de marcha ao longo dos 2 milhões de ciclos é mostrada na Tabela 6.5. Observa-se que as massas de desgaste acumulado cresceram em incrementos de valores muito próximos, apresentando uma taxa de desgaste quase constante.

Tabela 6.5 – Medição da massa cumulativa de desgaste

22 mm								
	0,5 milhão		1 milhão		1,5 milhão		2 milhões	
	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±
A	0,055365	1,22E-04	0,124745	6,17E-05	0,2122475	6,09E-05	0,2946475	6,09E-05
F	0,03033	7,06E-05	0,065515	6,26E-05	0,1095325	6,40E-05	0,1493125	6,40E-05
28 mm								
	0,5 milhão		1 milhão		1,5 milhão		2 milhões	
	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±
B	0,029735	7,06E-05	0,072095	8,51E-05	0,10785	6,09E-05	0,143695	6,09E-05
D	0,05437	6,09E-05	0,103425	8,14E-04	0,154495	6,00E-05	0,2241	9,13E-05
32 mm								
	0,5 milhão		1 milhão		1,5 milhão		2 milhões	
	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±	Massa (g)	±
C	0,032835	6,00E-05	0,076055	6,40E-05	0,1133875	7,06E-05	0,14862	7,06E-05
D	0,05947	7,06E-05	0,128535	8,42E-04	0,2180575	7,06E-05	0,293305	6,00E-05

As Figuras 6.3, 6.4 e 6.5 apresentam o gráfico da perda de massa com uma regressão linear partindo do zero para cada diâmetro analisado.

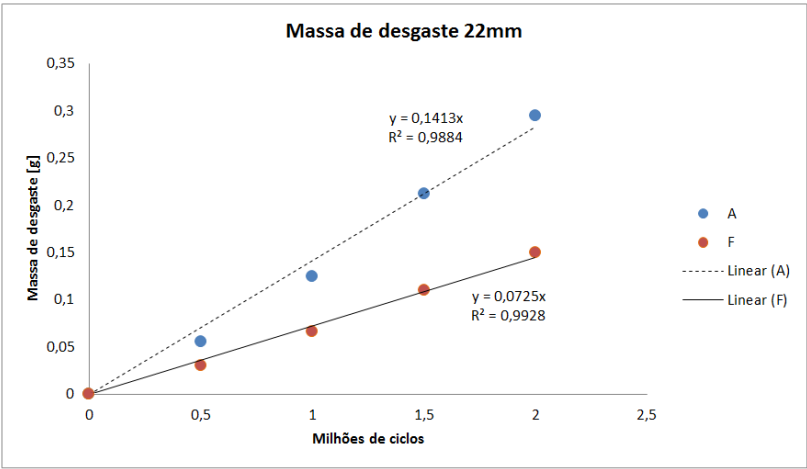


Figura 6.3 – Massas acumuladas de desgaste 22 mm.

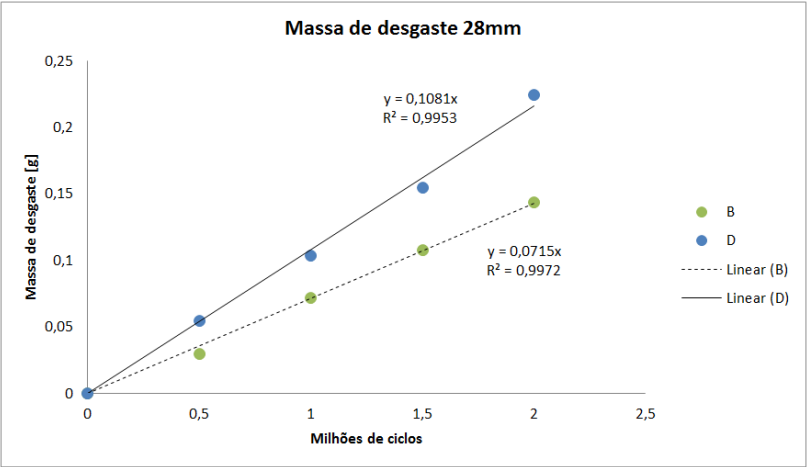


Figura 6.4 – Massas acumuladas de desgaste 28 mm.

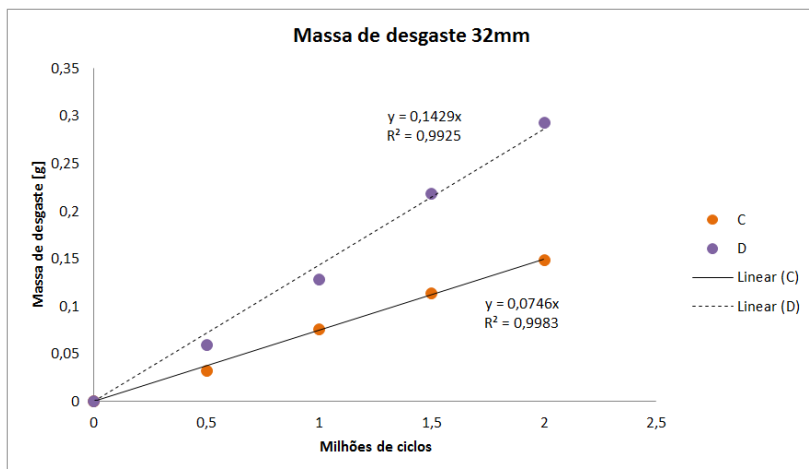


Figura 6.5 – Massas acumuladas de desgaste 32 mm.

Realizando-se a média das massas de desgaste obteve-se as Figuras 6.6 e 6.7, com regressão linear com partida no ponto zero e regressão linear livre (mais comumente encontrada na literatura).

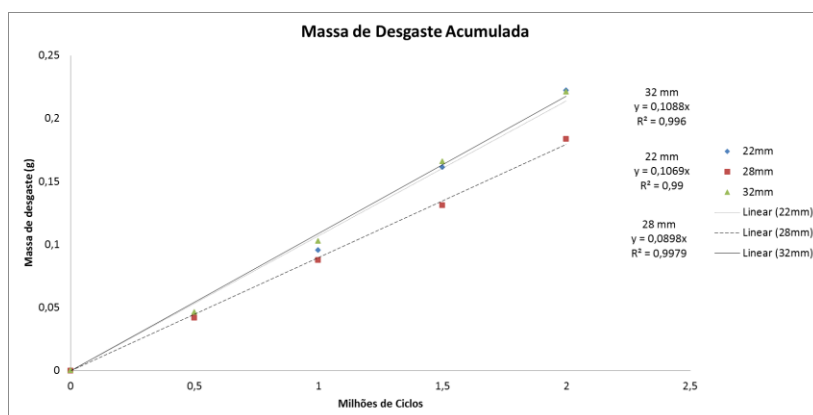


Figura 6.6 – Desgaste acumulado com regressão linear a partir do ponto zero.

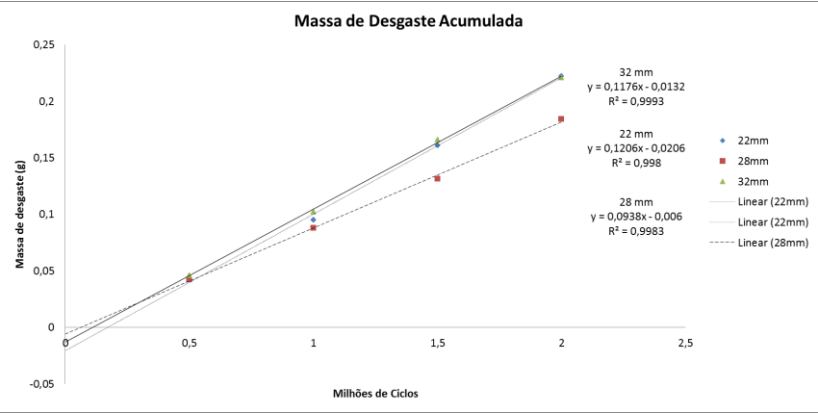


Figura 6.7 – Desgaste acumulado com regressão linear “livre”.

O gráfico de barras da Figura 6.8 apresenta um panorama dos resultados obtidos nessa pesquisa em relação à bibliografia de testes *in vitro* encontrada.

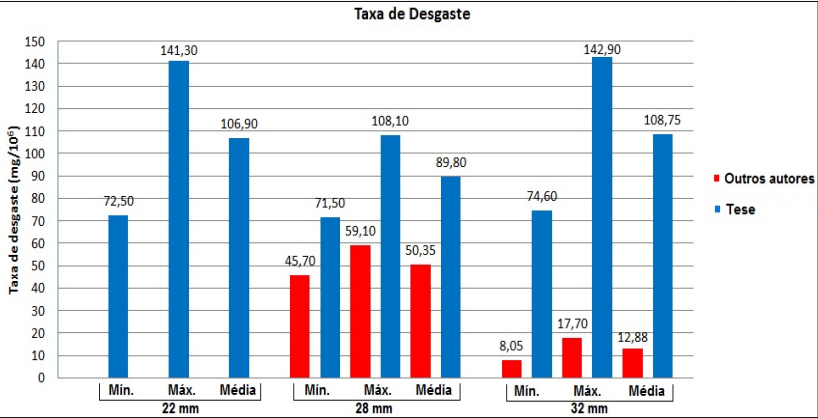


Figura 6.8 – Comparativo entre resultados

6.1.4 Micrografias ao longo do ensaio de desgaste

A avaliação via microscópio óptico para cada intervalo de 500 mil ciclos, entre 0 e 2 milhões, é apresentada nas Figura 6.9, 6.10, 6.11 e 6.12. Nesta seção são apresentados os resultados obtidos no centro dos

componentes. Ao fim, no Apêndice A deste trabalho, as micrografias podem ser visualizadas em maior número de posições para cada *liner*.

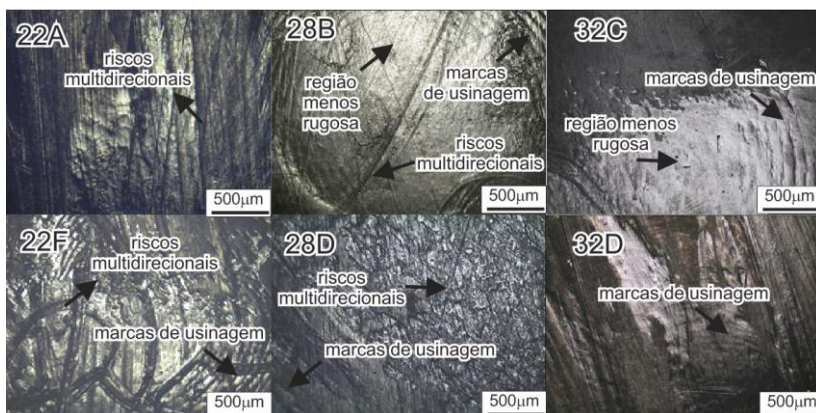


Figura 6.9 – Micrografias dos *liners* em 500 mil ciclos.

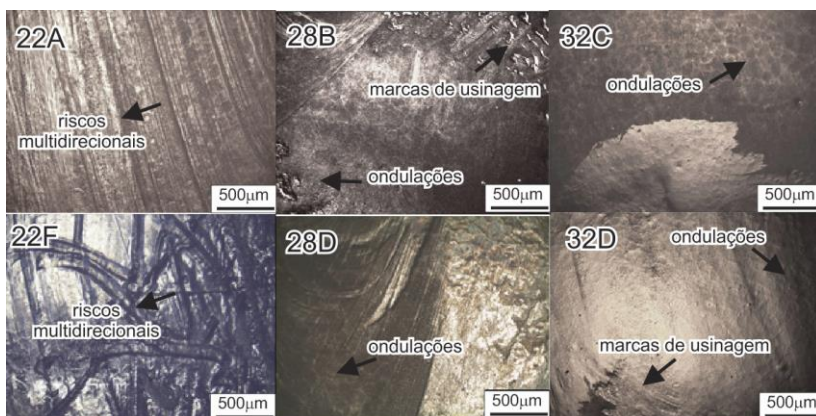


Figura 6.10 – Micrografias dos *liners* em 1 milhão de ciclos.

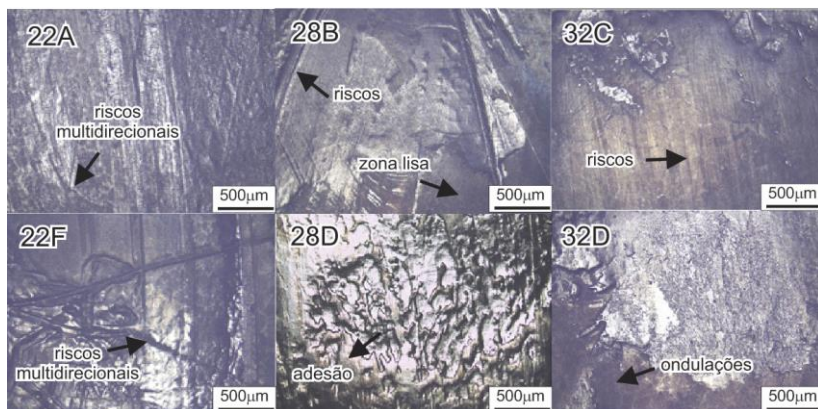


Figura 6.11– Micrografias dos *liners* em 1,5 milhão de ciclos.

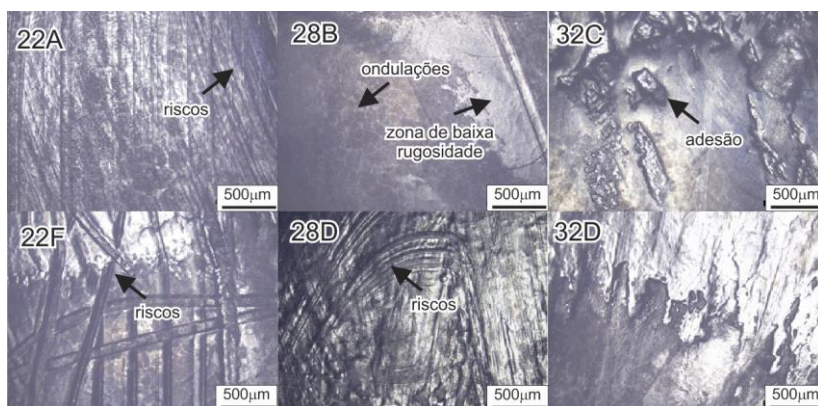


Figura 6.12 – Micrografias dos *liners* em 2 milhões de ciclos.

6.1.5 Análise da superfície final via MEV

As imagens obtidas via MEV, ao fim dos 2 milhões de ciclos do ensaio em simulador de marcha para avaliação do desgaste são apresentadas nas Figuras 6.13, 6.14, 6.15, 6.16, 6.17 e 6.18.

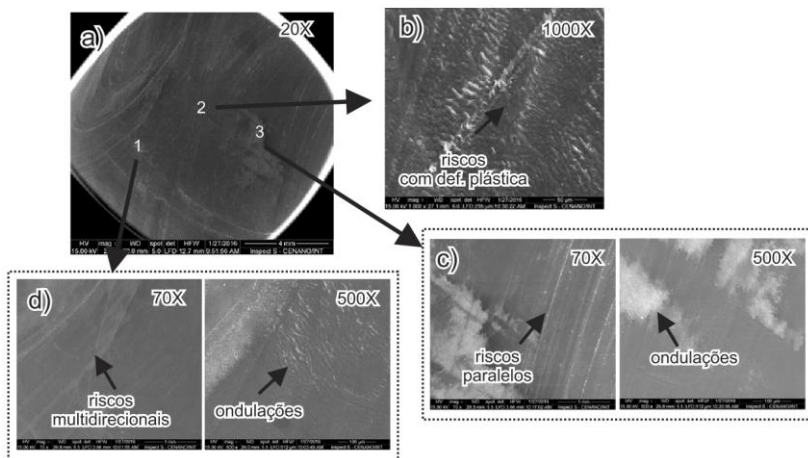


Figura 6.13 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 22A.

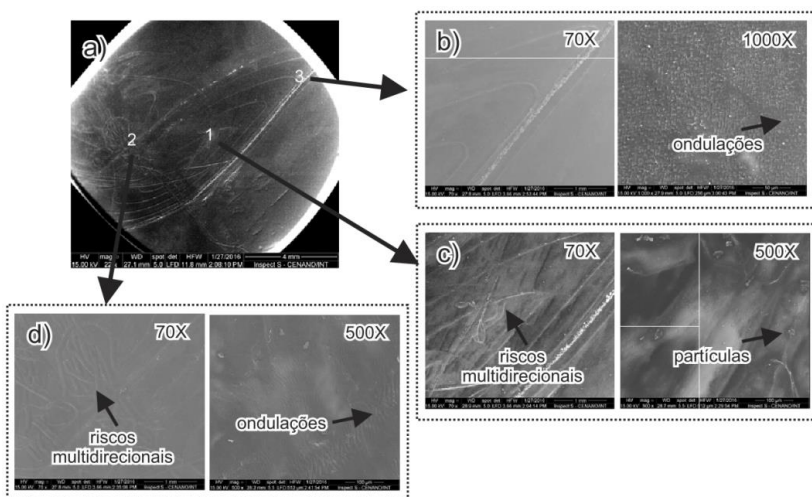


Figura 6.14 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 22F.

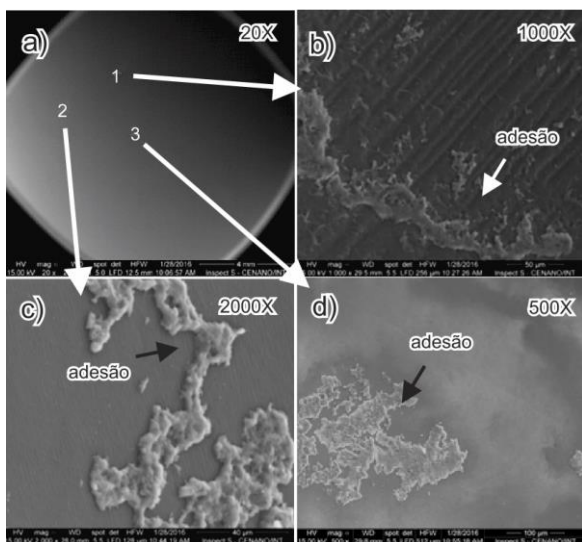


Figura 6.15 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 28B.

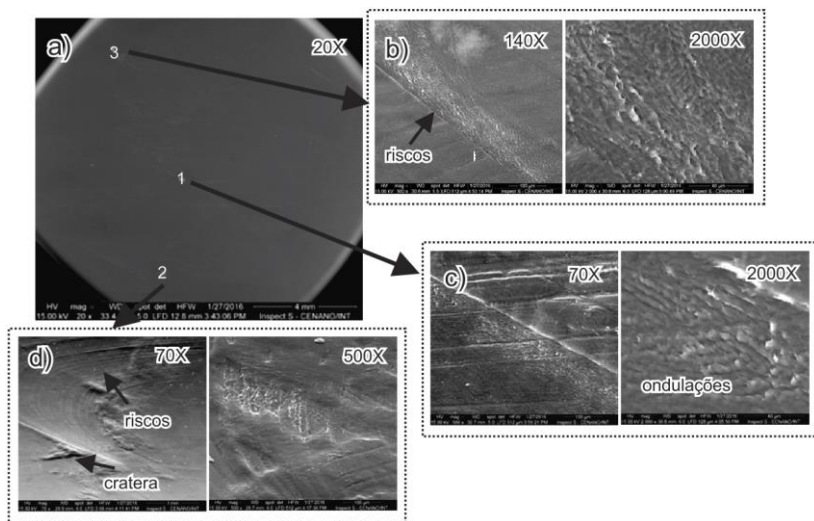


Figura 6.16 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 28D.

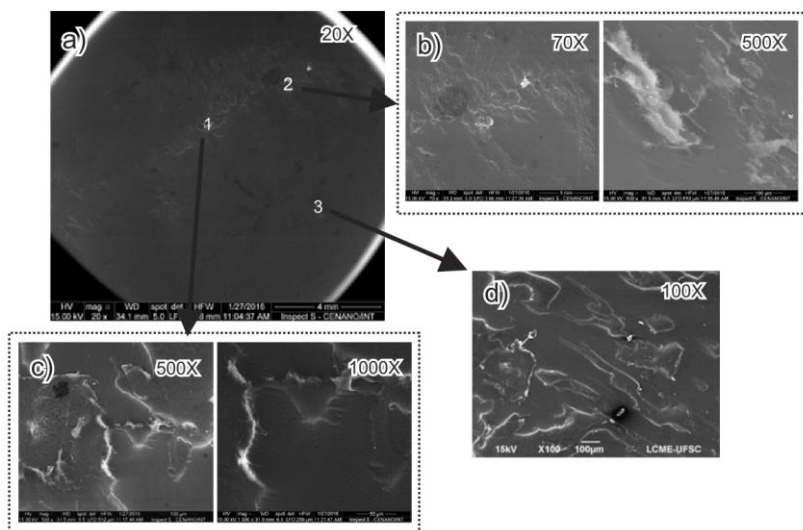


Figura 6.17 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 32C.

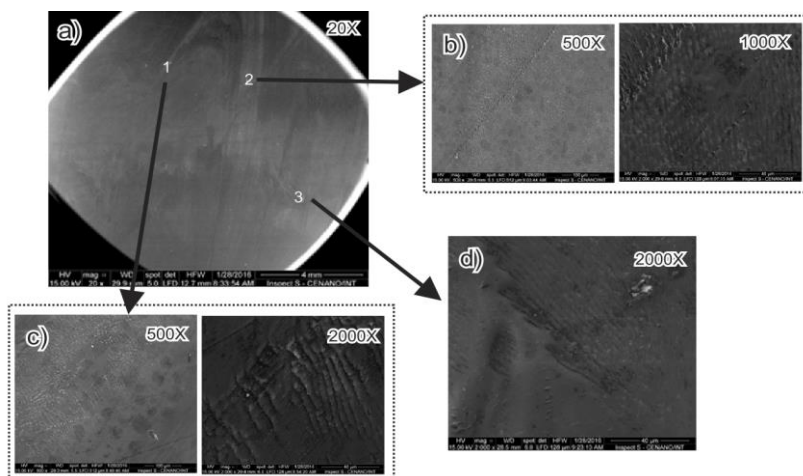


Figura 6.18 – Imagens do MEV ao final do ensaio de desgaste para o *liner* 32D.

6.1.6 Análise dimensional final

6.1.6.1 Esfericidade e diâmetro dos *liners* acetabulares

As mesmas medições da Tabela 6.2, assim como da Figura 6.1 foram realizadas no fim dos 2 milhões de ciclos do ensaio de desgaste.

Os resultados se encontram na Tabela 6.6. A Figura 6.19 apresenta o mapeamento do desgaste ocorrido em cada um dos acetábulos (sendo a referência o diâmetro médio medido previamente ao ensaio no simulador).

Tabela 6.6 – Medições finais de forma dos acetábulos

22 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{\text{smáx}}$) [mm]
A	22,540±0,014	0,158±0,026
F	22,966±0,013	0,173±0,033
28 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{\text{smáx}}$) [mm]
B	28,332±0,013	0,073±0,013
D	28,470±0,020	0,136±0,024
32 mm		
	Diâmetro medido [mm]	Esfericidade ($r_{\text{smáx}}$) [mm]
C	32,089±0,010	0,114±0,004
D	32,514±0,014	0,153±0,022

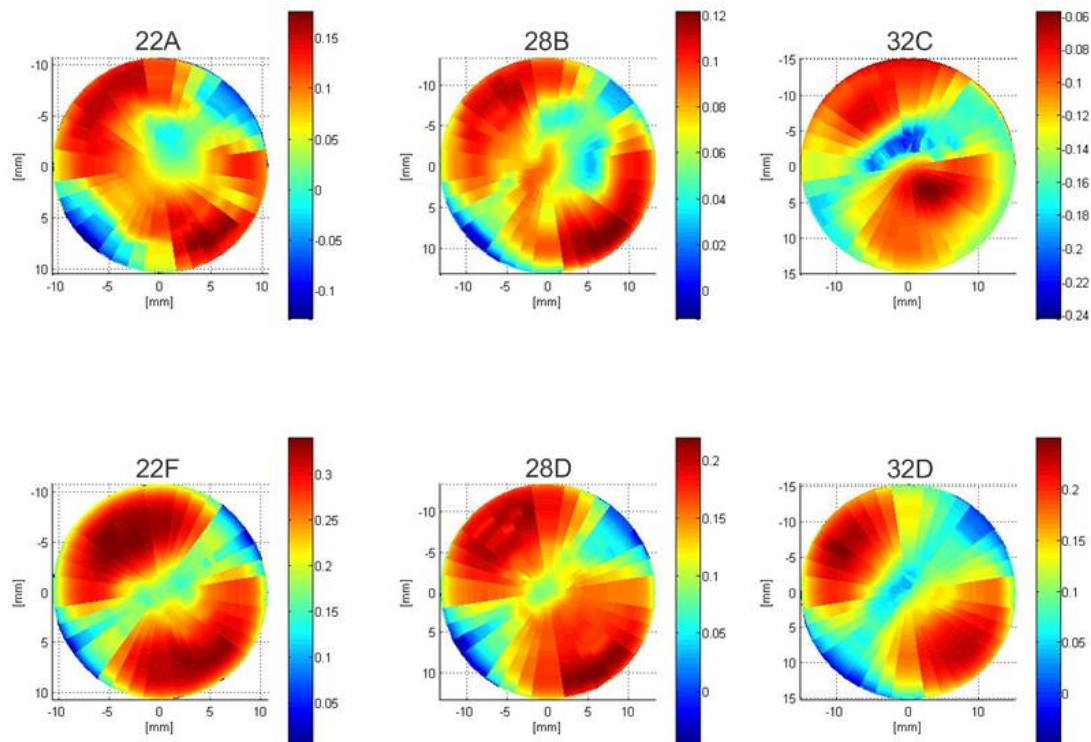


Figura 6.19 – Representação gráfica do desvio da esfericidade final dos liners.

6.1.7 Rugosidades superficiais finais

6.1.7.1 Rugosidade dos *liners* acetabulares

A fim de se avaliar a evolução da rugosidade dos *liners* foi feita a medição do R_a ao fim do ensaio. Os resultados da Tabela 6.7 mostram o decréscimo de valor encontrado.

Tabela 6.7– Medições finais de rugosidade (R_a) dos *liners* [μm].

22 mm	
A	0,054 \pm 0,008
F	0,054 \pm 0,008
28 mm	
B	0,070 \pm 0,007
D	0,061 \pm 0,008
32 mm	
C	0,043 \pm 0,008
D	0,057 \pm 0,008

Os valores iniciais dos *liners* ficaram na faixa de 0,84 μm - 1,08 μm , enquanto os finais apresentaram um R_a de valor muito menor na faixa de 0,043 μm – 0,07 μm , apresentando valores finais relativamente próximos de acordo com os diâmetros.

6.1.8 Variação de espessuras

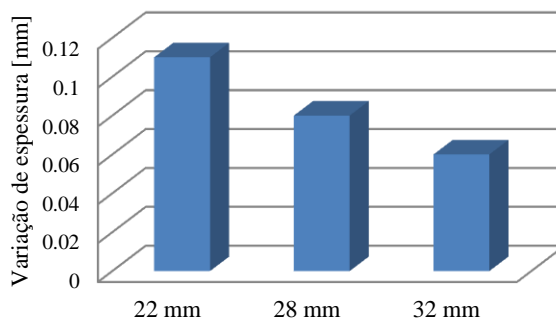
As espessuras médias dos *liners* foram levantadas após o ensaio com a finalidade de determinar a variação de espessura devido ao desgaste sofrido pelos espécimes.

Os resultados são mostrados na Tabela 6.8.

Tabela 6.8 – Espessuras médias dos *liners*.

Diâmetro nominal	22mm		28mm		32mm	
tipo do espécime	<i>controle</i>	<i>C.P.</i>	<i>controle</i>	<i>C.P.</i>	<i>controle</i>	<i>C.P.</i>
espessura média (mm)	6,36 ± 0,06	6,14 ± 0,09	8,45 ± 0,04	8,29 ± 0,07	5,06 ± 0,05	4,94 ± 0,01

A variação média de espessura, dada pela diferença entre os espécimes de controle e os corpos de prova (C. P.) dividida pela quantidade de ciclos em milhão, pode ser visualizada no gráfico de barras da Figura 6.20.

Figura 6.20 – Variação média de espessura dos *liners*.

6.2 Resultados da simulação computacional do desgaste

O resultado para a perda de volume por desgaste com uma discretização em 21 posições, obtido sem a mudança de geometria de malha para uma análise de 2 milhões de ciclos e a sua média por milhão de ciclos é apresentado na tabela 6.9.

Tabela 6.9 – Valores de perda de volume por desgaste para 1 ciclo de 2 milhões sem alteração de malha

	Volume total em 2 milhões de ciclos	Volume médio
22mm	60mm ³	30mm ³ /10 ⁶ ciclos
28mm	76mm ³	38mm ³ /10 ⁶ ciclos

32mm	85mm ³	42mm ³ /10 ⁶ ciclos
------	-------------------	---

A alteração da malha a cada 500 mil ciclos forneceu diferenças nos perfis de pressão de contato como se pode ver na Figura 6.21 para o instante 1 do par 28mm. Porém as variações não se mostraram significativas do ponto de vista do desgaste, como se pode ver ao fim de 2 milhões de ciclos na tabela 6.10.

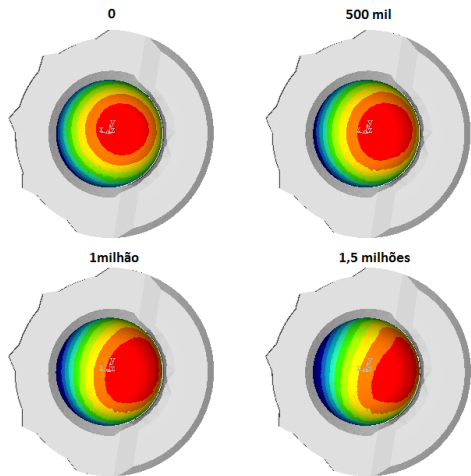


Figura 6.21 – Perfil de deslocamento para a posição 1 com a alteração de geometria de malha para o par de 28mm.

Tabela 6.10 – Resultados do volume de desgaste ao longo da alteração da malha

	500mil	1 milhão	1,5 milhões	2 milhões	2 milhões (sem alteração)
22mm	15mm ³	30mm ³	45mm ³	59mm ³	60mm ³
28mm	19mm ³	37mm ³	56mm ³	77mm ³	76mm ³
32mm	21mm ³	42mm ³	63mm ³	85mm ³	85mm ³

Como exemplo do avanço de desgaste a Figura 6.22 traz o *liner* de 28mm. Repare-se que a construção do desgaste com a mudança de geometria para o caso em tela (Figura 6.22) foi praticamente imperceptível se observado apenas o fim do processo e comparado com

a Figura 6.23 que representa o cálculo de volume de desgaste sem alteração da malha em uma única iteração de 2 milhões de ciclos.

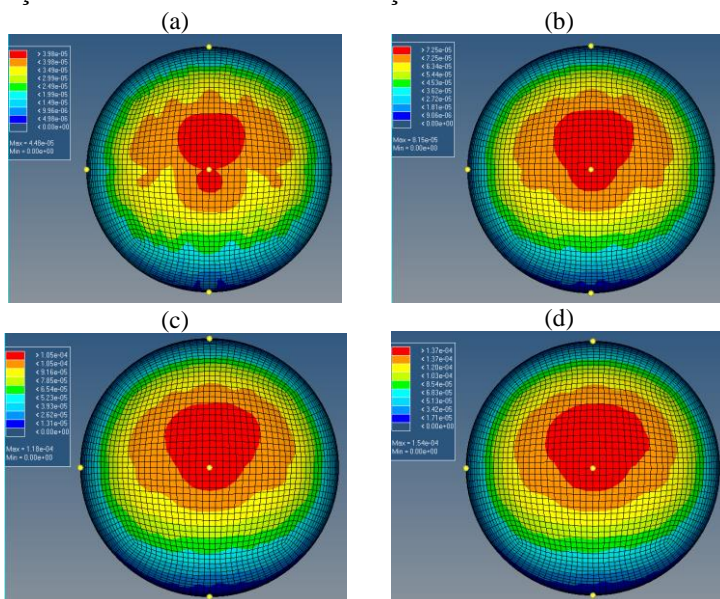


Figura 6.22 – Evolução do desgaste numérico para o par de 28mm. (a) 0,5 milhão de ciclos, (b) 1 milhão de ciclos, (c) 1,5 milhão de ciclos e (d) 2 milhões de ciclos.

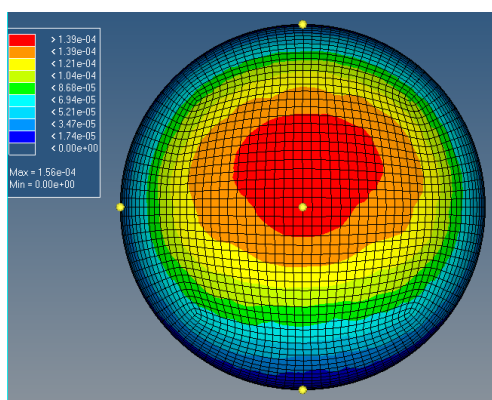


Figura 6.23 – Perfil de desgaste com alteração única de 2 milhões de ciclos.

Embora a alteração de geometria não tenha se mostrado eficiente para o caso, a eficiência do método de remalhamento fica evidenciada, visto que a alteração é puramente radial preservando os elementos superficiais. Para testes mais longos ou mais agressivos a alteração de geometria pode ser um fator diferenciador na distribuição das forças de contato.

6.2.2 Comparação com resultados da literatura

Os resultados da literatura se mostram baseados em superfícies simplificadas, onde características geométricas como espessura e diâmetro aparentam ser bem definidas e separadas. Alguns exemplos de malha disponíveis nos trabalhos encontrados são apresentados na Figura 6.24.

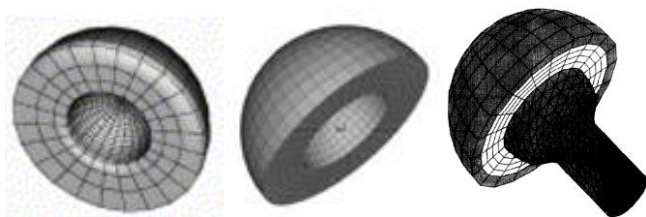


Figura 6.24 – Exemplo de malhas utilizadas por Wu *et al* (2003), Fialho *et al.*(2007) e Maxian *et al.* (1996) da esquerda para a direita.

Embora bons resultados possam ser colhidos com a simplificação habitual, o *design* de componentes acetabulares disponíveis como produto final, com variações de espessura, ou do *metal back*, por exemplo, torna necessária uma melhor aproximação da geometria numérica com a real.

Apesar das diferenças de propriedades e disposição dos modelos, uma comparação dos resultados foi realizada na Figura 6.25 e as observações apontam no sentido de que os resultados são condizentes com os dados numéricos que existem na literatura, apresentando a mesma tendência de crescimento do valor da taxa de desgaste com o aumento do diâmetro do *liner*.

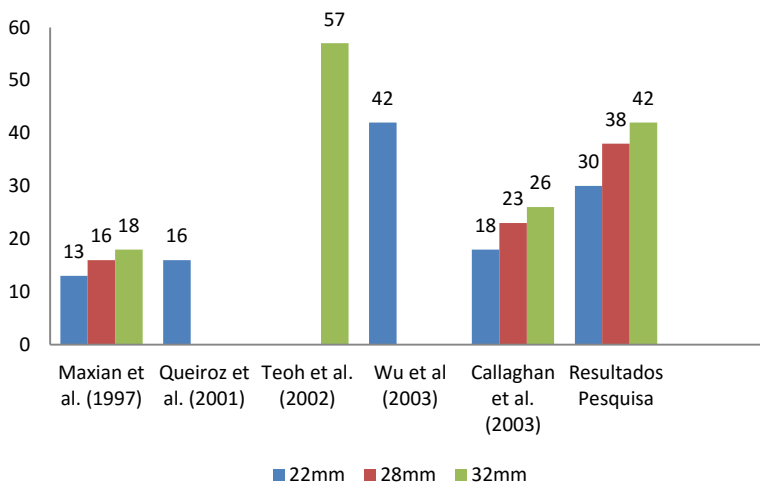


Figura 6.25 – Comparativo entre resultados

6.2.3 Proposta de coeficiente de desgaste para novas simulações computacionais

A fim de se estabelecer um coeficiente de desgaste que levasse em consideração os valores obtidos dos testes *in vitro* realizados, fez-se o cálculo das distâncias e da força médias das curvas teóricas, desprezando-se as mudanças de trajetória decorrentes dos mecanismos utilizados pelo fabricante da máquina (SAIKKO e CALONIUS, 2002). Foram tomados arbitrariamente 1875 pontos na superfície do acetábulo e calculados seus comprimentos de trajetória (Figura 6.26). Assumiu-se a discretização das curvas com 400 posições e tomou-se como distância percorrida a média das distâncias percorridas pelos 1875 pontos. As distâncias percorridas para cada diâmetro, o volume e a força média em um ciclo único são apresentadas na Tabela 6.11

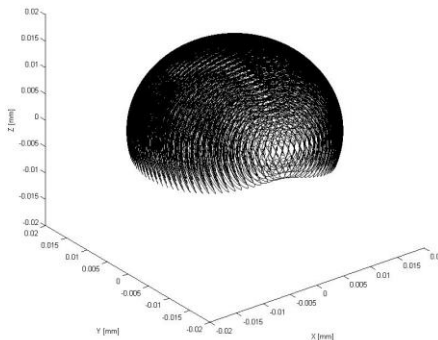


Figura 6.26 – Trajetórias dos pontos de referência para cômputo do coeficiente de desgaste.

Tabela 6.11– Coeficientes de desgaste calculados

Diâmetros	Distância média percorrida	Volume médio de desgaste (<i>in vitro</i>)	Força média	Coeficiente de desgaste k
22mm	0,0145 m	107 mm ³ /10 ⁶	1,452 kN	5,08.10 ⁻⁶ mm ³ /Nm
28mm	0,0182 m	90 mm ³ /10 ⁶		3,41.10 ⁻⁶ mm ³ /Nm
32mm	0,0208 m	109 mm ³ /10 ⁶		3,61. 10 ⁻⁶ mm ³ /Nm
Média	0,0178 m	102 mm ³ /10 ⁶		3,95. 10 ⁻⁶ mm ³ /Nm

6.3 Correlações entre os parâmetros geométricos e as taxas de desgaste

6.3.1 Relação entre parâmetros geométricos e taxas médias de desgaste numéricas e experimentais

As correlações entre o diâmetro nominal e as taxas de desgaste médias obtidas via simulação numérica e via teste *in vitro* apresentaram valores discrepantes entre si. A Figura 6.27 apresenta o gráfico de barras com os valores de coeficiente de Pearson para ambos os casos.

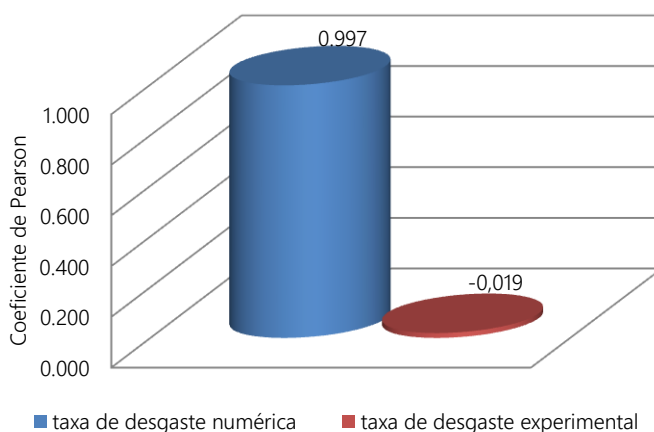


Figura 6.27 – Correlação entre diâmetro nominal e taxa média de desgaste

As correlações entre as espessuras nominais (no polo do *liner*) e as taxas médias de desgaste para cada diâmetro obtidas via ensaio e via simulação numérica são apresentadas na Figura 6.28.

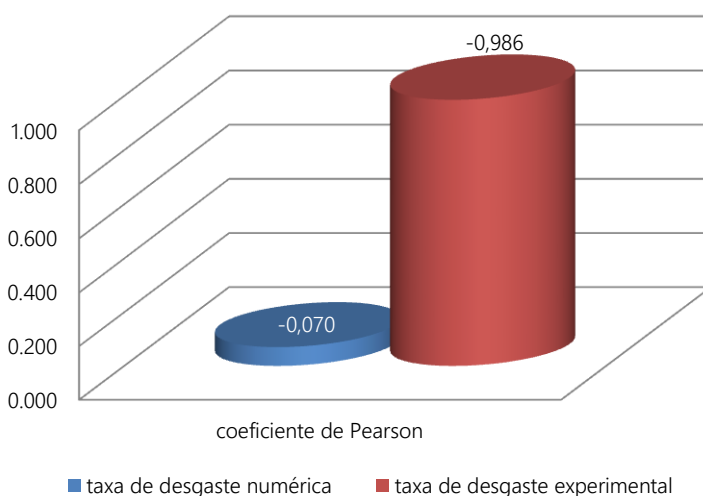


Figura 6.28 – Correlação entre espessura nominal e taxa média de desgaste.

A Figura 6.29 apresenta o gráfico de barras das espessuras nominais em conjunto com a taxa de desgaste média para cada diâmetro dos *liners* ensaiados.

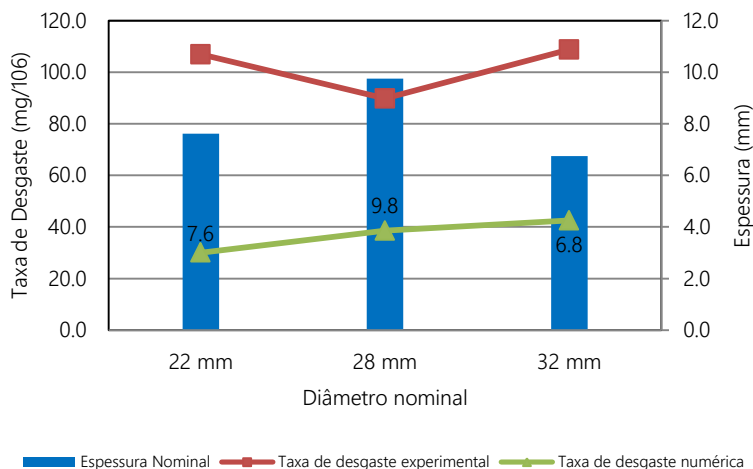


Figura 6.29 – Variação da taxa de desgaste em relação a espessura de pares tribológicos com diferentes diâmetros.

6.3.2 Relação entre parâmetros geométricos e de acabamento superficial com as taxas de desgaste experimentais

Os valores de correlação linear para os parâmetros geométricos e de acabamento superficial são mostrados em forma de gráfico de barra na Figura 6.30. A rugosidade combinada se trata da raiz quadrada da soma dos quadrados dos R_a 's das cabeças femorais e *liners* de cada par tribológico ensaiado. A folga radial foi calculada fazendo-se a diferença entre o diâmetro médio medido da cabeça femoral e do *liner* para cada par antes e após o ensaio em simulador de marcha.

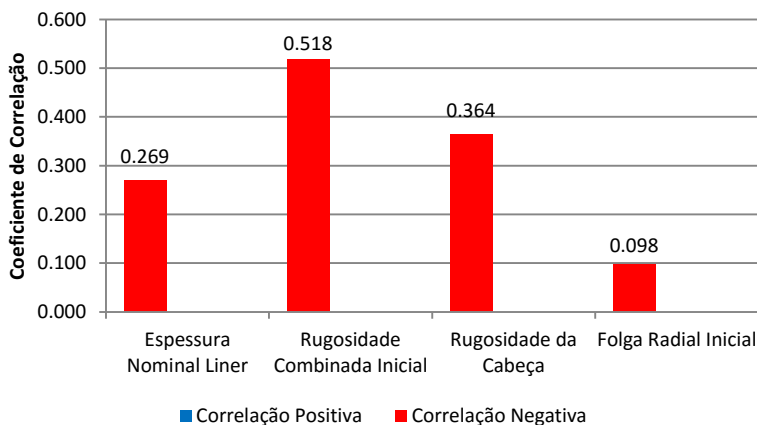


Figura 6.30 – Correlação entre parâmetros geométricos e superficiais e taxa de desgaste.

A rugosidade combinada inicial é apresentada em conjunto com a taxa de desgaste para cada *liner* na Figura 6.31.

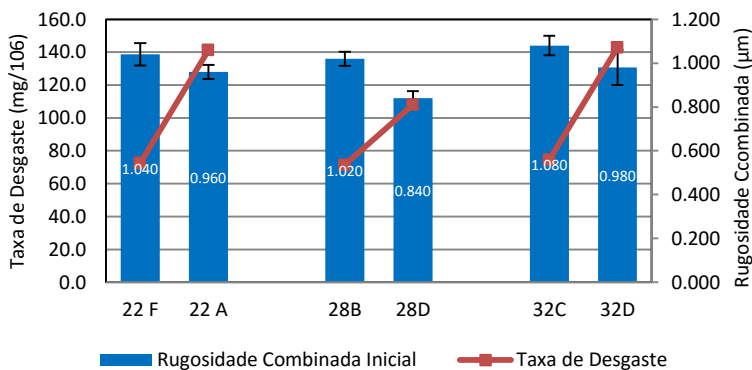


Figura 6.31 – Variação da taxa de desgaste em relação à rugosidade combinada de pares tribológicos com diferentes diâmetros.

A associação dos gráficos de taxa de desgaste e valores das rugosidades (R_a) das cabeças femorais é apresentada na Figura 6.32.

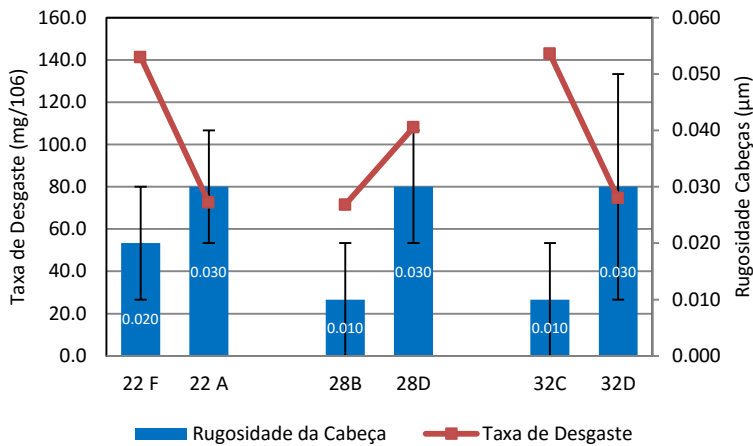


Figura 6.32 – Variação da taxa de desgaste em relação à rugosidade das cabeças femorais.

As folgas radiais inicial e final de cada *liner* foram calculadas e são apresentadas com as respectivas taxas de desgaste de cada componente acetabular no gráfico da Figura 6.33.

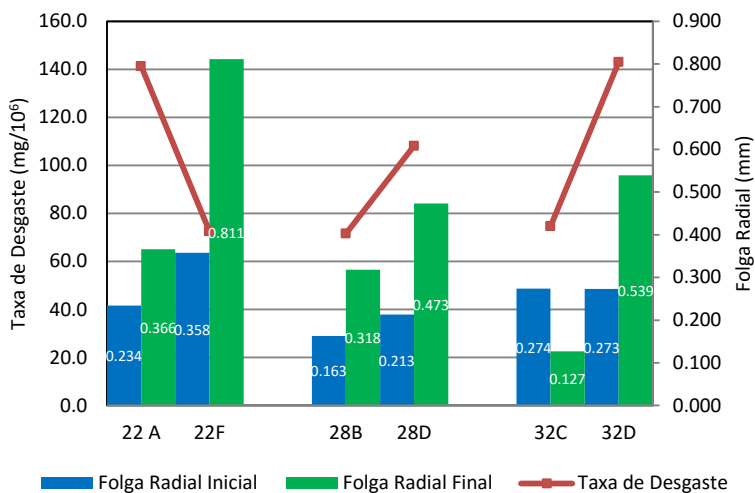


Figura 6.33 – Variação da taxa de desgaste em relação a folga radial de pares tribológicos com diferentes diâmetros.

7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

7.1 Análises dimensionais e ensaio de desgaste

Com relação às medições de rugosidade da superfície das cabeças femorais apresentada na Tabela 6.1, observa-se que, todas as cabeças são semelhantes de acordo com o diâmetro, não se averiguando uma diferença significativa entre elas quando levado em consideração a incerteza de medição. Tal fato das incertezas possuírem a mesma ordem de grandeza com valores muito próximos ao mensurando é decorrente da incerteza tipo A repetitividade. Portanto, para análise da tendência seguida pelas taxas de desgaste em função da rugosidade média R_a medida foi necessária a validação da diferença existente entre as superfícies polida e não polida. Foi realizado, então, uma medição no INMETRO – Divisão de Metrologia de Materiais, com os dois tipos de acabamento em uma cabeça femoral de 22 mm cujos valores de medição do Laboratório de Análise Dimensional da Fundação CERTI foram $0,03 \pm 0,01 \mu\text{m}$ e $0,01 \pm 0,01 \mu\text{m}$ para superfície não polida e polida, respectivamente. Os perfis obtidos (Figuras 7.1 e 7.2) mostram que há uma diferença significativa entre as superfícies e por isso os valores apresentados podem ser considerados, apesar da alta incerteza fornecida.

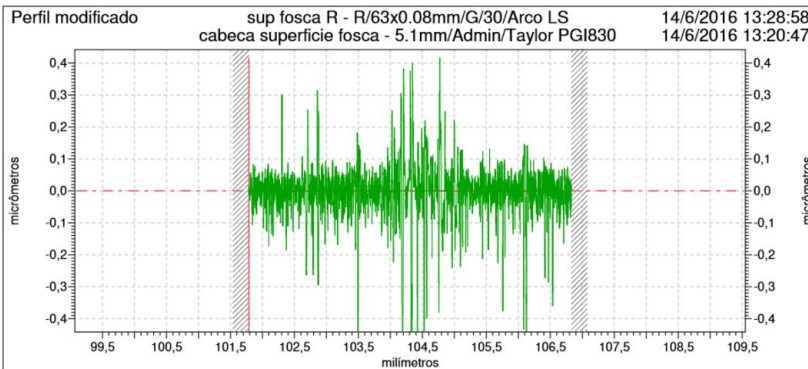


Figura 7.1 – Perfil de R_a para cabeça femoral não polida.

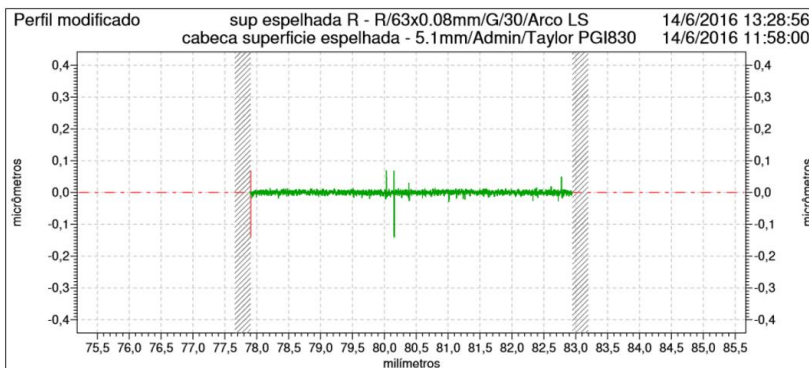


Figura 7.2– Perfil de R_a para cabeça femoral polida.

Dos resultados gerados a partir do ensaio em simulador observou-se que as massas de desgaste acumulado cresceram em incrementos de valores muito próximos, apresentando uma taxa de desgaste quase constante. Tal feito é corroborado pela literatura, uma vez que a linearização dos dados feita por regressão linear é a opção normalmente adotada.

Alguns autores apontam que a linearidade e o aumento de desgaste são um comportamento típico do UHMWPE convencional e isto significa que há a predominância de um mecanismo de desgaste permanente ao longo de todo o período de ensaio. Porém, acredita-se que não haja necessariamente um único mecanismo agindo de forma isolada. Apesar de haver uma taxa de desgaste permanente, isto pode ser resultado de um único mecanismo de desgaste ou uma combinação de mecanismos atuando ao mesmo tempo.

Segundo Saikko *et al.* (1993), a interceptação da regressão linear no eixo x quando dada na parte positiva revela um desgaste mais agressivo, enquanto que na parte negativa indica um desgaste em regime permanente mais brando. Neste sentido, os presentes resultados indicaram desgaste mais brando para o par de 28 mm, enquanto o par de 22 mm apresenta um desgaste mais severo, porém não muito maior que o par de 32 mm.

Com relação à rugosidade da cabeça femoral, os *liners* acetabulares de 22 mm e 32 mm apresentaram o mesmo comportamento, com taxas de desgaste semelhantes. Por sua vez o *liner* de 28 mm apresentou um comportamento diferente, sendo que o maior desgaste ocorreu para a maior rugosidade.

A literatura mostra que os dados são variáveis, alguns autores com trabalhos em diferentes anos apresentam resultados diferentes para um conjunto similar ensaiado. Os valores apresentados para os acetábulos 22A, 28D e 32C se mostram muito maiores que o observado pelos autores consultados. Os corpos de prova foram ensaiados em conjunto na maior parte do tempo e as estações de trabalho não foram fixadas, visando evitar algum viés experimental que justificasse essa discrepância. Os corpos de prova 22B, 28B e 32D forneceram valores de taxa de desgaste dentro da faixa encontrada na literatura.

Percebe-se que os resultados alcançados diferem da literatura em termos de valores. Como as condições de ensaio foram padronizadas conforme a norma técnica ISO 14242-1:2012, este aumento na taxa de desgaste pode estar relacionado à qualidade da matéria-prima utilizada na fabricação dos acetábulos e à fatores decorrentes do processamento dos componentes do par tribológico (características superficiais). A linearidade da taxa de desgaste presente nos ensaios da literatura foi alcançada no presente ensaio.

Os mapas da Figura 6.19 apresentam semelhança entre si, indicando a presença de um padrão de desgaste que independe do diâmetro nominal. Os resultados de Trommer *et al.* (2015) mostram representações tridimensionais semelhantes às encontradas, embora seus espécimes tenham sido ensaiados com ângulos de inclinação diferentes aos usados neste estudo.

Os valores iniciais de R_a dos *liners* situam-se na faixa de 0,84 μm - 1,08 μm , enquanto os valores finais apresentaram um R_a na faixa de 0,043 μm - 0,07 μm . Para todos os diâmetros, os valores finais de R_a aproximam-se entre si.

Quanto às espessuras (Figura 6.20), verificou-se que os acetábulos de diâmetro 22 mm apresentaram, após o ensaio de 2 milhões de ciclos, uma diferença considerável de médias de espessura entre corpos de prova e espécimes de teste de 0,22 mm (0,110 mm/ 10^6 ciclos). Os acetábulos de diâmetro 28 mm apresentam uma variação menor, de 0,16 mm (0,08 mm/ 10^6 ciclos), enquanto que os de 32 mm mostram uma redução ainda menor, igual a 0,12 mm (0,06 mm/ 10^6 ciclos). A literatura *in vivo* levantada apresenta um desgaste médio de 0,152 mm/ 10^6 ciclos (ou um ano) para acetábulos de 28 mm de UHMWPE convencional. Deve-se notar, entretanto, que a transformação proposta por Saikko *et al.* (1993) refere-se ao desgaste linear baseado na taxa de penetração da cabeça no acetábulo, porém os dados obtidos no presente trabalho não

identificam a localização da menor espessura obtida. Por exemplo, o valor de desgaste linear de $0,08 \text{ mm}/10^6$ ciclos encontrado para os acetábulos de diâmetro 28 mm quando transformado para desgaste volumétrico na Equação (2.5), fornece o valor de $46,3 \text{ mm}^3/10^6$ ciclos. Número muito abaixo do desgaste volumétrico encontrado.

7.2 Análise micrográfica da superfície acetabular.

Das imagens obtidas dos acetábulos virgens (estado inicial), vistas na Figura 6.2 e Tabelas A.1 a A.6 do Apêndice A, se observa, nas respectivas superfícies de cada componente, as marcas de usinagem, indicando que a fabricação dos *liners* utilizados nesta pesquisa foi por usinagem.

Quanto às imagens obtidas a cada 500 mil ciclos observadas na Figura 6.9 e Tabelas A.7 a A.12 do apêndice A, se pode observar, para todos componentes, riscos multidireccionais e ainda marcas de usinagem remanescentes. Na amostra 22 F se observa que os riscos na superfície são mais evidentes e severos, sendo causados por partículas de terceiro corpo (PMMA proveniente da fixação com cimento ósseo). Nos acetábulos 28 B e 32 C se observam algumas regiões sem as marcas de usinagem e riscos de terceiro corpo. Alguns autores apontam que zonas lisas são geradas em regiões mais moles do material (TROMMER *et al.*, 2015).

Nas Tabelas A.13 a A.18 e Figura 6.10 apresenta-se as micrografias realizadas da superfície de desgaste dos acetábulos com 1 milhão de ciclos, nelas é possível observar um aumento na quantidade de riscos por terceiro corpo na componente acetabular 22 A. No *liner* 22 F ainda se observam o riscos multidireccionais severos, possivelmente causados por um tipo de material diferente do UHMWPE, gerando deformação plástica. Por outra parte, os acetábulos de 28 mm e 32 mm de diâmetro tiveram um incremento da região lisa, assim como o aparecimento de uma leve ondulação que Wang *et al.* (1998) correlacionam com desgaste superficial por fadiga.

A Figura 6.11 e Tabelas A.19 a A.24 apresentam resultados para as superfícies dos *liners* acetabulares com 1,5 milhões de ciclos. Nos acetábulos de 22 mm de diâmetro os riscos permanecem. Além disso, se percebe um aumento na região sem marcas de usinagem (zonas lisas). Em uma das regiões (RLE) do acetábulo 22 F se observa um arrancamento indicando mecanismo de desgaste por adesão. Nos acetábulos de 28 e 32 mm de diâmetro se observa predominantemente o mecanismo de adesão. Portanto até 1.5 milhões de ciclos se passaram por 3 etapas

predominantes no desgaste, formação de riscos, desaparecimento gradual das marcas de usinagem (aparecimento de zonas lisas e/ou moles) e aparecimento do mecanismo de adesão.

As Tabelas A.25 a A.30 apresentam as micrografias da superfície dos acetábulos com 2 milhões de ciclos, sendo o término do ensaio. As mesmas apresentam os mecanismos mencionados anteriormente para os componentes com 1,5 milhões de ciclos. A hipótese formulada a partir das micrografias é que aparentemente com o macromecanismo de adesão protuberâncias são formadas e posteriormente retiradas, o que gera novamente uma superfície lisa onde ocorrem riscos e sulcos (riscos com deformação plástica) e o mecanismo de adesão novamente. Os riscos são mais predominantes nos acetábulos de 22 mm e a adesão nos acetábulos de 28 e 32 mm de diâmetro.

Nas Tabelas A.30 a A.36 e nas Figuras 6.13 a 6.18 estão apresentadas as micrografias realizadas no microscópio eletrônico de varredura com 2 milhões de ciclos em aumentos de entre 20 e 2000x.

Nas imagens realizadas em três regiões da zona central da superfície do *liner* acetabular com 22 mm de diâmetro é possível observar riscos multidirecionais e paralelos gerados por partículas de terceiro corpo (*debris* e/ou cimento ósseo) confirmando o observado no microscópio ótico. Em alguns casos pode-se notar deformação plástica nos riscos mais profundos. Em micrografias de ampliações superiores a 500x se observam ondulações orientadas na superfície do material. As mesmas se fazem presentes nas regiões riscadas e não riscadas e sua orientação muda conforme a região. Isto pode ser uma consequência dos movimentos do equipamento que gera uma aplicação de tensões em diferentes sentidos. É possível identificar partículas geradas durante o processo de desgaste, este fenômeno também foi observado por Burger *et al.* (2007). É importante ressaltar que as duas amostras ensaiadas (diâmetro de 22mm) apresentam mecanismos de desgaste similares. Os mecanismos observados são característicos de desgaste por abrasão que em geral produz taxas altas de desgaste segundo McKellop *et al.* (1995).

Para as diferentes regiões analisadas da zona central dos *liners* de 28 mm se destacam áreas lisas e riscos, como foi visto durante a análise realizada no microscópio óptico. Em ampliações superiores a 1000X se pode observar que nas áreas lisas existem três mecanismos preponderantes: riscos com e sem deformação plástica, ondulações e fibras orientadas e não orientadas de pontas soltas. Estes dois últimos são micromecanismos de desgaste superficial por fadiga e de desgaste

por adesão. Eles foram identificados por Wang *et al.* (1998) e McKellop *et al.* (1995) respectivamente. Isto permite acrescentar que, além do fenômeno de adesão, há desgaste superficial por fadiga. Deve-se lembrar que os autores anteriormente citados mencionam que desgaste por adesão gera altas taxas de desgaste enquanto o desgaste por fadiga superficial produz baixas taxas de desgaste.

Nas micrografias dos *liners* de 32 mm de diâmetro é possível perceber os mecanismos citados para os acetábulos de 28 mm, porém se percebe, na zona central analisada, uma maior proporção do fenômeno de adesão. Partículas de material prestes a serem removidas também foram observadas e, segundo Burger *et al.* (2007), são uma consequência do mecanismo de adesão.

A análise via microscópio óptico e eletrônico de varredura no final do estudo com 2 milhões de ciclos permitiu comprovar a existência de 3 mecanismos de desgaste nos acetábulos analisados:

1. desgaste abrasivo através da formação de riscos e sulcos (riscos com deformação plástica) e partículas de desgaste;
2. desgaste adesivo por meio do protuberâncias em superfícies lisas, evidência de material a ser retirado e pelo micromecanismo de fibras orientadas e não orientadas com pontas soltas; e
3. desgaste superficial por fadiga evidenciado pelas ondulações na superfície de desgaste.

Pelas observações pode-se formular a hipótese que os *liners* de 22 mm de diâmetro apresentam predominantemente os mecanismos de desgaste abrasivo e desgaste superficial por fadiga. Enquanto os *liners* de 28 e 32 mm apresentam os mecanismos predominantes de adesão e desgaste superficial por fadiga.

Nos componentes acetabulares de 32 mm foram identificadas partes de material prestes a serem retiradas (formação de crateras por arranchamento). Isto é uma evidência de que os revestimentos acetabulares de 32 mm apresentaram uma maior taxa de desgaste quando comparados aos de 28mm, visto que os de 28mm não apresentaram essa característica.

Por outro lado como os componentes acetabulares foram retirados e estudados via microscópio óptico a cada 500 mil ciclos é possível afirmar que o processo de desgaste é iterativo e que em cada parada existiu um mecanismo predominante. Inicialmente riscos, sulcos e diminuição das marcas iniciais de usinagem, seguido de zonas lisas que demonstram a existência de regiões moles no acetábulo e finalmente

adesão. Com 2 milhões de ciclos um surgimento de riscos indicam que o processo poderia iniciar novamente. Os mecanismos identificados geraram as particularidades observadas na análise do microscópio eletrônico que permitiram catalogar os diferentes tipos de desgaste predominantes para cada tamanho dos acetábulos estudados.

7.3 Sobre a predição do desgaste

As Figuras 6.27 e 6.28 apresentam uma variação quando se compara a correlação entre a taxa de desgaste média experimental e numérica com os parâmetros geométricos nominais diâmetro e espessura no polo do *liner*. Observa-se que a taxa de desgaste numérica e o diâmetro apresentam uma correlação forte enquanto que diâmetro e taxa de desgaste experimental (média para os dois corpos ensaiados) apresentaram uma correlação ínfima. Tal relação entre as correlações se apresentou de forma inversa quando observadas as taxas de desgaste e a espessura dos *liners*. Há uma correlação forte entre as espessuras e as taxas médias de desgaste experimentais, enquanto que espessura e taxas de desgaste numéricas possuem uma correlação ínfima.

Tais resultados mostram que, para a presente pesquisa, o comportamento do modelo numérico não se mostrou condizente com os resultados experimentais. A Figura 6.29 apresenta a diferença das relações entre os parâmetros e as taxas de desgaste em forma de gráfico.

Via modelo matemático pôde-se observar que com um valor fixo do coeficiente de desgaste o volume de material perdido tende a crescer com o aumento do diâmetro. Através dos experimentos pôde-se notar que os acetábulos de 22 mm, por exemplo, apresentaram um desgaste maior que os de 28 mm. Isso é um indicativo de que o coeficiente k_w depende de parâmetros do sistema tribológico. Haja vista que, ao se assumir um k_w constante para o material os efeitos de aumento de tensão provocados pela diminuição da área de contato não são significativos a ponto de elevar as taxas de desgaste obtidas para o modelo de menor diâmetro via equação de Archard.

Quanto ao acetábulo com diâmetro de 32 mm, as áreas de contato são relativamente mais próximas às áreas dos *liners* de 28 mm, o que faz com que os coeficientes sejam mais próximos entre si fazendo com o desgaste varie principalmente devido às distâncias percorridas.

Uma maneira de ajustar o modelo numérico aos ensaios em simulador em função dos valores de taxa de desgaste foi apresentada no item 6.2.3 e a Tabela 6.11 traz valores de k_w para os teste experimentais realizados.

A diferença entre o perfil de desgaste experimental (Figura 6.19) e numérico (Figuras 6.22(d) e 6.23) evidencia que a modelagem deve ser ajustada a fim de se contemplar os efeitos causados pela folga radial e pela microseparação.

7.4 Correlação dos parâmetros levantados com os valores de desgaste obtidos

O gráfico de barras apresentado na Figura 6.30 indica as correlações entre os parâmetros observados e os valores de taxa de desgaste individual para cada *liner*. Os valores presentes indicam que a espessura nominal do polo do *liner* possui uma correlação fraca negativa com a taxa de desgaste. A rugosidade combinada inicial (raiz quadrada da soma dos quadrados de R_a da componente acetabular e da cabeça femoral) apresenta uma correlação linear moderada enquanto que a rugosidade das cabeças femorais apresenta uma correlação fraca. A folga radial, obtida pela diferença entre os diâmetros medidos de cabeças e *liners* apresentou uma correlação ínfima com as taxas de desgaste.

Portanto, em uma primeira análise, a rugosidade combinada possui uma maior influência na taxa de desgaste, enquanto que a rugosidade das cabeças espessura e a folga radial praticamente não influenciam ou o seu efeito é sobreposto. Para confirmar essa correlação, analisou-se a variação da taxa de desgaste junto a cada uma das características dimensionais medidas, como pode ser visto nas Figuras 6.31, 6.32 e 6.33.

Na Figura 6.31 percebe-se que a rugosidade combinada é inversamente proporcional à taxa de desgaste, sendo que essa relação ocorre para os pares dos três diâmetros estudados, evidenciando uma boa correlação entre esses dois parâmetros. Esta análise indica então a necessidade de se ter um controle rigoroso do parâmetro rugosidade, pois variações de 0,1 μm aparentam gerar taxas de desgastes bem diferentes. O motivo para a redução da taxa de desgaste com o aumento da rugosidade pode ser explicado pela redução da área de contato.

Contudo, não foi analisado nesta pesquisa até qual valor de rugosidade combinada essa relação é mantida, logo não necessariamente valores muito altos de rugosidades combinadas são favoráveis a redução da taxa de desgaste. O que se pode supor pelos resultados é que a rugosidade combinada inicial aponta o caminho para o qual o desgaste segue.

Como visto em Hutchings (1992) e Wang *et al.* (1998) há um ponto ótimo de valores de rugosidade, onde o desgaste é o mais brando possível, aumentando seu valor tanto para um R_a maior quanto para um R_a menor.

A Figura 6.32 mostra graficamente que as relações entre os valores de R_a das cabeças femorais e as taxas de desgaste se apresentaram de forma que os pares de 22 mm e 32 mm de diâmetro seguiram a tendência da proporcionalidade inversa, enquanto que os de 28 mm apresentaram um aumento da taxa de desgaste com o aumento do R_a .

A Figura 6.33 apresenta o gráfico relacionando a folga radial inicial e final (dada pela diferença entre os raios da cabeça e do *liner* acetabular) e a taxa de desgaste de cada par. Constatase que, pelos ensaios realizados, não houve uma boa correlação linear entre a folga radial e a taxa de desgaste, visto que a variação da taxa de desgaste ocorre de forma contrária ao encontrado no entre o par de 22 mm e 28 mm. No caso do par de 32 mm, observa-se que a forma como é obtido o diâmetro através da própria superfície do *liner* como referência, o valor obtido, caso haja desgaste no equador do componente acetabular, poderá ser menor que o valor obtido inicialmente (caso do acetábulo 32 C). Pelos valores de coeficiente de Pearson obtidos este parâmetro provavelmente não está influenciando a taxa de desgaste ou outros fatores possuem uma influência mais significativa.

7.5 Considerações gerais

O presente trabalho buscou o entendimento sobre o fenômeno do desgaste que é um fator determinante para o tempo de vida útil de próteses de artroplastia total de quadril.

A fundamentação teórica necessária para uma análise crítica dos resultados foi realizada e levantamentos da literatura foram feitos para uma comparação e uma avaliação deste fenômeno.

A obtenção das taxas de desgaste foi realizada em simulador de quadril com pares metal-polietileno de ultra-alto-peso-molecular para 3 diâmetros diferentes. As cabeças femorais apresentavam variações de rugosidade e a espessura do acetábulo difere para cada diâmetro de acordo com a geometria do produto real. Todos os corpos de prova foram submetidos ao mesmo teste no simulador e às mesmas avaliações de parâmetros geométricos e de acabamento superficial. O resultados foram

apresentados, comparados e discutidos, e indicaram que ocorre uma aparente alternância de mecanismos de desgaste durante o ensaio.

Os dados experimentais sugerem que os parâmetros envolvidos na análise do desgaste são de difícil desmembramento, sendo necessário estudos adicionais neste sentido. Pode-se depreender desses mesmos dados que há grande importância das características superficiais na determinação dos mecanismos de desgaste predominantes ao longo do processo.

Para a simulação numérica foi implementado um modelo baseado na Lei de Archad e que permite a alteração da geometria durante o processo de desgaste. O modelo matemático implementado traz a possibilidade de avaliação de características geométricas macroscópicas combinadas, tais como variação de espessura ao longo de um componente acetabular, além da possibilidade de confecção de uma malha mais suave nas superfícies de contato. Nas simulações foram utilizados pares tribológicos com sua geometria real, e curvas de movimento complexas que reproduzem os movimentos e carregamentos do simulador de quadril. Os resultados obtidos revelam as influências das características macro geométricas com relação ao desgaste. O algoritmo desenvolvido permite que a geometria da malha seja adaptativa e permite o uso de coeficiente de desgaste e folga radial variáveis.

A relação entre os resultados numéricos e experimentais indica a necessidade de um ajuste no fator de desgaste da equação utilizada para que a simulação seja validada.

8 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

8.1 Conclusões

Realizou-se no presente trabalho o desenvolvimento de testes pré-clínicos experimentais e numéricos para avaliação e predição de desgaste em próteses de artroplastia total de quadril de par tribológico metal-polietileno de ultra alto peso molecular não esterilizado.

Um modelo numérico de elementos finitos baseado na equação de Archard para o desgaste foi implementado, tornando possível relacionar tensões de contato com taxas de desgaste para um conjunto de componentes com variações de parâmetros geométricos, como espessuras de *liners* acetabulares e diâmetros de cabeças e *liners*.

Experimentalmente, através de medições de parâmetros geométricos e de acabamento superficial e de ensaio em simulador de marcha humana, buscou-se uma relação entre os parâmetros medidos e as taxas de desgaste obtidas, sendo que, para os resultados obtidos, a combinação de diversos parâmetros levou a uma relação complexa, não linear, com as taxas de desgaste.

A análise dos *liners* ensaiados permitiu identificar os mecanismos de desgaste predominantes nos ensaios.

Um coeficiente de desgaste dimensional foi proposto a fim de se ajustar a simulação numérica ao ensaio experimental de desgaste dos *liners* acetabulares realizado em simulador de marcha humana.

8.2 Sugestões para trabalhos futuros

Como sugestões de trabalhos futuros são apresentadas algumas propostas a seguir:

- uma investigação com isolamento de características geométricas, além de uma verificação com um número maior de ciclos.
- Realização de ensaios com um número maior de espécimes e uma variação maior de parâmetros.
- Com relação ao modelo numérico parâmetros de material poderão ser incorporados bem como a realização de alterações na folga entre acetábulo e cabeças e inclinações/ posicionamento

dos componentes. A região de contato poderá ser ampliada para os ressaltos anti-luxação que são comuns em acetábulos comerciais e o algoritmo de implementação de desgaste poderá ser modificado para contemplar essas novas regiões.

- Realização de uma simulação numérica que contemple o fator rugosidade/lubrificação.
- Investigação de outros modelos de desgaste.

REFERÊNCIAS

AFFATATO, S.; SPINELLI, M.; ZAVALLONI, M.; MAZZEG-FABBRO, C.; VICECONTI, M. Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, p. 1305-1317, 2008.

ALBUQUERQUE, H.P.C.; VIDAL, P.C. Artroplastia total do quadril com prótese não cimentada. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 32, p. 751-759, 1997.

BARTEL, D. L.; BURSTEIN, A. H.; TODA, M. D.; EDWARDS, D. L. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants. *Journal of Biomech. Eng.* 107(3), p. 193-199, 1985.

BARTENEV, G. M.; LAVRENTIEV, V. V. Friction and Wear of Polymers. Amsterdam: Elsevier, 1981.

BASTOS, F. S. Análise numérica do contato oclusal, atrito e desgaste dentário humano. 2008. 162f. Tese (Doutorado em Eng^a Mecânica), Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

BERGMANN, G.; DEURETZBACHER, G.; HELLER, M.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A.; STRAUSS, J.; DUDA, G. N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*. 34 (7), p. 859-871, 2001.

BESONG, A.; JIN, Z. M.; FISHER, J. Analysis of micro separation and contact mechanics between the femoral head and the acetabular cup in artificial hip joint replacements. In: 47th annual meeting. Orthopaedic Research Society, 2001, San Francisco, California. Poster Session, 1051.

BEVILL, S. L.; BEVILL, G. R.; PENMETSAA, J. R.; PETRELLAB, A. J.; RULLKOETTER, P. J. Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 38, p. 2365-2374, 2005.

BJERKHOLT, H.; HØVIK, Ø; REIKERAS, O. Direct comparison of polyethylene wear in cemented and uncemented acetabular cups. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 11, p. 155-158, 2010.

BLANCHET, T. A.; PETERSEN, S. L.; ROSENBERG, K. D.; Serum lubricant absorption by UHMWPE orthopaedic bearing implants. *Journal of Tribology*. 124(1), p. 1-4, 2001.

BOOSER, E. R. CRC Handbook of Lubrication (Theory and Practice of Tribology). Vol. 2, New York: CRC Press, 1984.

BOZIC, K. J.; MORSHED S.; SILVERSTEIN M. D.; RUBASH H. E.; KAHN, J. G. Use of cost-effectiveness analysis to evaluate new technologies in orthopaedics: The case of alternative bearing surfaces in total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 88 – A, n° 4, p. 706-714, 2006.

BRANDY, R. A.; PEDERSEN, D. R.; DAVY, D. T.; KOTZAR, G. M.; HEIPLE, K. G.; GOLDBERG, V. M.; Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *The Journal of Arthroplasty*. Vol. 9, n° 1, p. 45-51, 1994.

BROWN, S. S.; CLARKE, I. C. A review of lubricant conditions for wear simulation in artificial hip joint replacements. *Tribology Transactions*. vol. 49, n° 1, p. 72-78, 2006.

BRUCE, R. W. Handbook of lubrication and tribology, 2ª Edição, Florida: CRC, 2012. Vol. II.

BUDINSKI, K. G.; Surface engineering for wear resistance. London: Prentice-Hall, Inc., 1988

BURGER, N. D. L.; VAAL, P. L.; MEYER, J. P. Failure analysis on retrieved ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular cups. *Engineering Failure Analysis*, 14, p. 1329-1345, 2007.

CALLAGHAN, J. J.; PEDERSEN, D. R.; JOHNSTON, R. C.; BROWN, T. D. Clinical biomechanics of wear in total hip arthroplasty. *Iowa Orthopaedic Journal*. Vol. 23, p. 1-12, 2003.

^aCALLARY, S. A.; FIELD, J. R.; CAMPBELL, D. G. Low wear of a second-generation highly crosslinked polyethylene liner: A 5-year Radiostereometric analysis study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 471, p. 3596-3600, 2013.

^bCALLARY, S. A.; CAMPBELL, D. G.; MERCER, G.; NILSSON, K. G. Wear of a 5 megarad cross-linked polyethylene liner: a 6-year RSA study. *Clin Orthop Relat. Clinical Orthopaedics and Related Research*. 471(7), p. 2238-44, 2013

CALLISTER JR., W. D.; Ciência e Engenharia de Materiais, Uma Introdução. 7ª Edição, Reimpressão Rio de Janeiro: LTC, 2012.

CAMPBELL, P.; SHEN, FW.; MCKELLOP, H. Biologic and tribologic considerations of alternative bearings surfaces. *Clin. Orthop*, n° 418, p. 98-111, 2004.

CLARKE, C.; GUSTAFSON, A.; JUNG, H.; FUJISAWA, A. Hip-Simulator ranking of polyethylene wear: Comparisons between ceramic heads of different sizes. *Acta Orthoedica. Scandinavica*, 67:2, p. 128-132, 1996.

DALLACOSTA, D. A. B. *Desenvolvimento de um simulador universal para ensaio de desgaste em próteses de quadril*. 2011. 134 f. Tese (Doutorado em Eng^a Mecânica), Universidade federal de Santa Catarina, Florianópolis 2011.

DAVY, D. T.; KOTZAR, G. M.; BROWN, R. H.; HEIPLE, K. G.; GOLDBERG, V. M.; HEIPLE JR., K. G.; BERILLA, J.; BURSTEN, A. H.; Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol. 70 A, n° 1, p. 45-50, 1988.

DUMBLETON, J. H.; MANLEY, M. T.; EDIDIN, A. A. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty, *The journal of Arthroplasty*. Vol. 17, n° 5, p. 649-661, 2002.

EL-DOMIATY, A.; EL-FADALY, M.; NASSEF, A. ES. Wear characteristics of ultra high molecular polyethylene (UHMWPE). *Journal of Material Engineering and Performance*. Vol. 11, n° 5, p. 577-583, 2002.

ELFICK, A. P. D.; SMITH, S. L.; UNSWORTH, A. Variation in the wear rate during the life of a total hip arthroplasty: A simulator and retrieval study. *The Journal of Arthroplasty*. vol. 15, n° 7, p. 901-908, 2000.

FIALHO, J. C.; FERNANDES, P. R.; EÇA, L.; FOLGADO, J. Computational hip joint simulator for wear and heat generation. *Journal of Biomechanics*. Vol. 40, n° 11, p. 2358-2366, 2007.

GEERDINK, C. H.; GRIMM, B.; VENCKEN, W.; HEYLIGERS, I. C.; TONINO, A. J.; Cross-linked compared with historical polyethylene in THA: An 8 year clinical study., *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), p. 979-984, 2009.

HALL, R. M.; UNSWORTH, A.; SINEY, P.; WROBLEWSKI, B. M. Wear in retrieved charnley acetabular sockets, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers/Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 210(3), p. 197-207, 1996.

HAMROCK, B. J.; DOWNSON, D.; Elastohydrodynamic lubrication of elliptical contacts for materials of low elastic modulus, 1 fully flooded conjunction., *Trans. ASME Journal Lubric. Technol.* 100, p. 236-45, 1978

HEGADEKATTE, V.; HUBER, N.; KRAFT, O. Finite Element based simulation of dry sliding wear. *Modeling and Simulation in Materials Science and Engineering*. Vol. 13, n° 1, p.57-77, 2004.

HEISEL, C.; SILVA, M.; DELA RODA, M. A.; SCHMALZRIED, T. P. Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 86, n° 4, p. 748-751, 2004.

HIGGINSON, G. R. Squeeze films between compliant solids. *Wear*, 46, p. 387-93, 1978.

HUA, X.; LI, J.; WANG, L.; JIN, Z.; WILCOX, R.; FISHER, J. Contact mechanics of modular metal-on-polyethylene total hip replacement under adverse edge loading conditions. *Journal of Biomechanics*. 47, p. 3303-3309, 2014.

HUI, A. J.; McCALDEN, R. W.; MARTELL, J. M.; MACDONALD, S. J.; BOURNE, R. B.; RORABECK, C. H.; Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 85-A(3), p. 505-511, 2003.

HUKKANEN, M.; CORBETT, S. A.; BATTEN, J.; KONTTINEN, T.; MCCARTHY, I. D.; MACLOUF, J.; SANTAVIRTA, S.; HUGHES, S. P. F.; POLAK, J. M. Aseptic loosening of total hip replacement. *Journal of bone and Joint Surgery*, 79-B, p. 467-474, 1997.

HUTCHINGS, I. M. Friction and Wear of Engineering Materials. 7ª Edição. London: Edward Arnold, 1992.

ISO 14242:2012, Implants for surgery – Wear of total hip-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test; Part 2: Methods of measurement.

ISO 13965:1998, Geometric product specifications – Surface Texture: Profile method; Surfaces having stratified functional properties – Part1: Filtering and general measurement conditions; Part 2: Height characterization using the linear material ratio curve.

ISO 3274:1996, Geometrical product specifications – Surface texture: Profile method – Nominal characteristics of contact (stylus) instruments.

ISO 4287:1997, Geometrical product specifications – Surface texture: Profile method – Terms, definitions and surface texture parameters.

JIN, Z. M.; DOWNSON, D.; FISHER, J. Fluid film lubrication in natural hip joints. In: DOWNSON *et al.* (Eds.) *Thin Films in Tribology*. Amsterdam: Elsevier, 1993. p. 545-555.

KANG, L.; GALVIN, A. L.; FISHER, J.; JIN, Z. Enhanced computational prediction of polyethylene wear in hip joints by incorporating cross-shear and contact pressure in addition to load and sliding distance: Effect of head diameter. *Journal of Biomechanics*, 42, p. 912-918, 2009.

KNAHR, K. Tribology in total hip arthroplasty, New York: Editora Springer, 2011.

KURTZ, S.M.; MURATOGLU, O. K.; EVANS, M.; EDIDIN, A. A. Advances in the processing sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials*, 20, p. 1659-1688, 1999.

KURTZ, S. M.; The UHMWPE Handbook: ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacement, San Diego: Elsevier, 2004.

LAVALLE, S. M.; Planning Algorithms. Published by Cambridge University Press, Available for downloading at <http://planning.cs.uiuc.edu/>, 2006, accessed on: 08/10/2015.

LI, J.; REDMOND, A. C.; JIN, Z.; FISHER, J.; STONE, M. H.; STEWART, T. D. Hip contact forces in asymptomatic total hip replacement patients differ from normal healthy individuals: Implications for preclinical testing. *Clinical Biomechanics*. Vol. 29, Issue 7, p. 747-751, 2014.

LIAO, Y. -S.; McNULTY, D.; HANES, M. Wear rate and surface morphology of UHMWPE cups are affected by the serum lubricant concentration in a hip simulation test. *Wear*. 255, p. 1051-1056, 2003.

MAAL, N. A.; NUNLEY, R. M.; ZHU, J. J.; MALONEY, W. J.; BARRACK, R. L.; CLOHISY, J. C. The Incidence of Acetabular Osteolysis in Young Patients With Conventional versus Highly Crosslinked Polyethylene, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469 (2), p. 372-381, 2010.

MANNING, D. W.; CHIANG, P. P.; MARTELL, J. M.; GALANTE, J. O.; HARRIS, W. H. In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 20(7), p. 880-886, 2005.

MASKIEWICZ, V. K.; WILLIAMS, P. A.; PRATES, S. J.; BOWSHER, J. G.; CLARKE, I. C. Characterization of protein degradation in serum-based lubricants during simulation wear testing of metal-on-metal hip prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*. 94(2), p. 429-440, 2010.

MATTEI, L., DI PUCCIO, F., PICCIGALLO, B., CIULLI, E. Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribology International*. Vol. 44, p. 532-549, 2011.

MAXIAN, T. A.; BROWN, T. D.; PEDRESEN, D. R.; CALLAGHAN, J. J. A sliding-distance-coupled finite element formulation for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 29 (5), p. 687-692, 1996

MCCOOL, J. I. Comparison of models for the contact of rough surfaces. *Wear*. 107, p. 37-60, 1985

MCKEE, G. K. Total hip replacement. *Biomaterials*. Vol. 3, p. 130-135, 1982.

MCKELLOP, H.A.; GALANTE, O.; ROSENBERG, A.G.; CALLAGHAN, J.J. Wear modes, mechanisms, damage, and debris: Separating cause from effect in the wear of total joint replacements. *Total Hip Revision Surgery*. New York: Raven Press, 1995.

MEDEL, J.; GARCÍA-ALVAREZ, F.; GOMEZ-BARRENA; PUERTOLAS, J. A. Microstructure change of extruded ultra high molecular weight polyethylene after gamma irradiation and shelf-aging. *Polymer Degradation and Stability*, v.88, p. 435-443, 2005.

MELLO, J. D. B.; *Introdução ao estudo do Desgaste*. Notas de aula ministradas na Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1994.

MOW, V. C.; HUISKES, R. Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins, 2005

MUTIMER, J.; DEVANE, P. A.; ADAMS, K.; HOERNE, J. G. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 468(12). p. 3228-3233, 2010.

NAKAHARA, I.; NAKAMURA, N.; TAKAO, M.; SAKAI, T.; NISHII, T.; SUGANO, N. Eight-year wear analysis in longevity highly cross-linked polyethylene liners comparing 26 and 32mm heads. *Arch. Orthop. Trauma Surg*. 131, p. 1731-1737, 2011.

NBR ISO 7206-2:2012, Implantes para cirurgia – Próteses parcial e total de articulação de quadril. Parte 2: Superfícies de articulação feitas de material metálico, cerâmico e plástico.

NETTER, F. H. Atlas de anatomia humana, 2ª Edição, Porto Alegre: Artmed, 2000.

PAUL, J. P. *Forces at the human hip joint*. 1967. 306 f. Tese (Doutorado), University of Glasgow, Glasgow, Scotland, UK, 1967.

PETERSON, M. B.; WINER, W. O. *Wear Control Handbook*, New York: ASME, 1980.

POSPULA, W. Total Hip Replacement: Past, Present and Future. *Kwait Medical Journal*, 36, p. 250-255, 2004.

PUPPULIN, L.; NEGRA, S. D.; SUGANO, N.; SBAIZERO, O.; PEZZOTTI, G. Surface modification induced by in vitro wear and oxidation on gamma irradiated UHMWPE hip liners belonging to different commercial generations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 53, p. 414-426, 2016.

QUEIROZ, R. D.; LIMA, R. G.; PINO, G. G.; MESTRINER, L. A.; TAKATA, E. T. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando o método de elementos finitos de simulação computadorizada. *Revista Brasileira de Ortopedia*, Vol 36, nº5, p. 149-154, 2001.

QUEIROZ, R. D.; OLIVEIRA, A. L. L.; TRIGO, F. C.; LOPES, J. A. A finite element method approach to compare the wear of acetabular cups

in polyethylene according to their lateral tilt in relation to the coronal plane. *Wear*, Vol. 298-299, p. 8-13, 2013.

REVELL, P. A.; AL-SAFFAR, N.; KOBAYASHI, A. Biological reaction to debris in relation to joint prostheses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 211, p. 187-197, 1997.

RIMNAC, C. M.; KURTZ, S. M. Ionizing radiation and orthopaedic prostheses. *Beam Interactions with Materials & Atoms, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, B236, p. 30-37, 2005.

ROESLER, C. R. M. *Adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos*. 2006. 204 f. Tese (Doutorado em Eng^a Mecânica), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.

RÖHRL, S.; NIVBRANT, B.; MINGGUO, L.; HEWITT, B. In vivo wear and migration of highly cross-linked polyethylene cups: A radiostereometry analysis study., *The Journal of Arthroplasty*, 20(4), p. 409-413, 2005.

SAIKKO, V. O.; PAAVOLAINEN, P. O.; SLÄTIS, P.; Wear of the polyethylene acetabular cup: Metallic and ceramic heads compared in a hip simulator. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 64, p. 391-402, 1993.

SAIKKO, V. O.; AHLROOS, T.; CALONIUS, O.; KERÄNEN, J. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials*. 22, p. 1507-1514, 2001.

SAIKKO, V.; CALONIUS, O.; Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and hip simulators. *Journal of Biomechanic*. Vol 35, p. 455-464, 2002.

SAIKKO, V. O. Effect of lubricant protein concentration on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against a CoCr counterface. *Journal of Tribology*. 125(3), p. 638-642, 2003.

SANTANA, J. S. *Avaliação tribológica dos polímeros NBR, PTFE e PTFE grafitado em contato com aço AISI 52100*. 2009. 89 f. Dissertação

(Mestrado em Eng^a Mecânica), Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2009.

SAWAE, Y.; MURAKAMI, T.; CHEN, J. Effect of synovial constituents on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against prosthetic joint materials. *Wear*, 216, pp. 213-219, 1998.

SCHMALZRIED, T. P.; DOREY, F. J.; McKELLOP, H. The Multifactorial Nature of Polyethylene Wear in Vivo. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 80(8), p. 1234-1242, 1998.

SOBRAL, J. M. A. *Simulador de desgaste da componente acetabular da prótese de anca*. 2007. Dissertação (Mestrado em Eng^a. Mecânica), Universidade de Aveiro, Portugal, 2007.

STACHOWIAK, G. W.; *Wear: materials, mechanisms and practice*. West Sussex: John Wiley & Sons, 2006.

STAUB, A. L. P. *Utilização da estimulação elétrica neuromuscular (eenm) em crianças com paralisia cerebral do tipo diplegia espástica*. 2005, 105 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

STEINBERG, M. E. Total Hip Replacement Arthroplasty: Past, Present and Future. *University of Pennsylvania Orthopaedic Journal*, Vol. 19, 2009. <http://upoj.org/wp-content/uploads/v19/v19_14.pdf>. Data de acesso: 05/06/2016.

STWART, T. D. Tribology of artificial joints. *Orthopaedics and Trauma*, Vol. 24, Issue 6, p. 435-440, 2010.

SUH, N. P., SAKA, N.; Fundamentals of tribology, *Proceedings of International Conference on Fundamentals of Tribology*, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts, 1978.

SYCHTERZ, C. J.; ORISHIMO, K. F.; ENGH, C. A. Sterilization and polyethylene wear: clinical studies to support laboratory data. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 86-A(5), p. 1017-1022, 2004.

TEOH, S. H.; Chan, W. H.; THAMPURAN, R. An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, p. 323-330, 2002.

TIPPER, J. L.; FIRKINS, P. J.; BESONG, A. A.; BARBOUR, P.S.M.; NEV LOS, J.; STONE, M. H.; INGHAM, E.; FISHER, J. Characterization of wear debris from UHMWPE on zirconia ceramic, metal-on-metal and alumina ceramic-on-ceramic hip prostheses generated in a physiological anatomical hip joint simulator, *Wear*. 250, p. 120-128, 2001.

TOMANIK, E. *Modelamento do desgaste por deslizamento em anéis de pistão de motores de combustão interna*. 2000. 213f. Tese (Doutorado em Eng^a Mecânica). Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2000.

TROMMER, R. M.; MARU, M. M.; ACHETE, C. A. Simulação de desgaste em próteses de quadril. In: 7º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, 2012, Natal/RN.

TROMMER, R. M.; MARU, M. M.; OLIVEIRA FILHO, W. L.; NYKANEN, V. P. S.; GOUVEA, C. P.; ARCHANJO, B. S.; MARTINS FERREIRA, E. H.; SILVA, R. F.; ACHETE, C. A. Multi-Scale Evaluation of Wear in UHMWPE-Metal Hip Implants Tested in a hip Joint Simulator. *Biotribology*. 4, p. 1-11, 2015.

VAN DER VIS, H. M.; ASPENBERG, P.; KLEINE, R.; TIGCHLEAAR, W.; NOORDEN, C. J. F. Short periods of oscillating fluid pressure directed at a titanium-bone interface in rabbits lead to bone lysis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 69(1), p. 5-10, 1998.

VICECONTI, M.; CAVALLOTTI, G.; AFRISANO, A. O.; TONI, A. Discussion on the design of a hip joint simulator. *Medical Engineering and Physics*. Vol. 18, nº 3, p. 234-240, 1996.

WANG, A.; ESSNER, A.; POLINENI, V. K.; STARK, C.; DUMBLETON, J. H. Lubrication and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacements. *Tribology International*, Vol. 31, nº 1-3, p. 17-33, 1998.

WANG, A.; ESSNER, A.; SCHMIDIG, G.; The effects of lubricant composition on in vitro wear testing of polymeric acetabular components. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*. 68(1), p. 45-52, 2004.

WANG, A.; ESSNER, A.; COOPER, J. The clinical relevance of hip simulator testing of high performance implants. *Seminars in Arthroplasty*, Issue 2, p. 49-55, 2006.

WELLER, S.; BRAUN, A.; EINGARTNER, C.; MAURER, F.; WEISE, K.; WINTER, E.; VOLKMANN, R.; Biocontact® Sistema de Artroplastia do Quadril, Barueri: Ed. Manole, 2009.

WRIGHT, T., GOODMAN, S.; Implant wear in total joint replacements. *AAOS*, 2001

WU, J.S.; HUNG, J.; SHU, C.; CHEN, J. The computer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. Vol. 70, p. 81–91, 2003.

YAO, J. Q.; BLANCHET, T. A.; MURPHY, D. J.; LAURENT, M. P. Effect of fluid absorption on the wear resistance of UHMWPE orthopedic bearing surfaces. *Wear*. 255, p. 1113-1120, 2003.

APÊNDICE A - MICROGRAFIAS

Tabela A.1– Imagens do *liner* 22 A virgem.


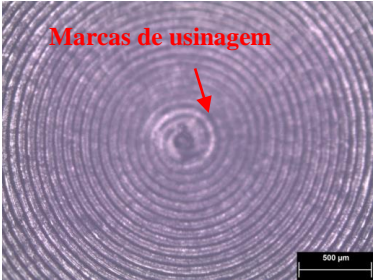
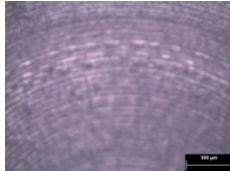
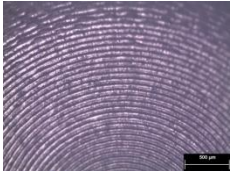
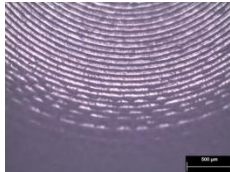
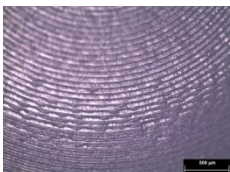
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 A				
			RA	RLI
				

Tabela A.2– Imagens do *liner* 22 F virgem.


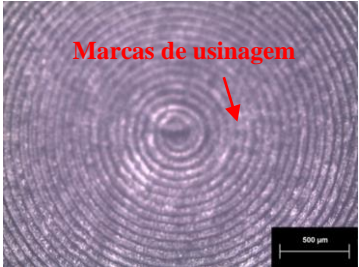
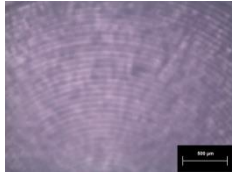
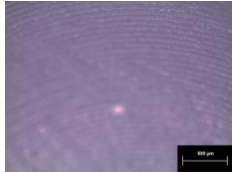
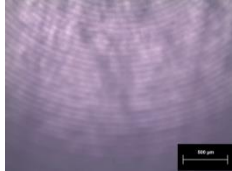
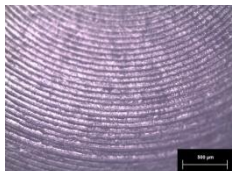
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 F				
			RA	RLI
				

Tabela A.3– Imagens do *liner* 28 B virgem.


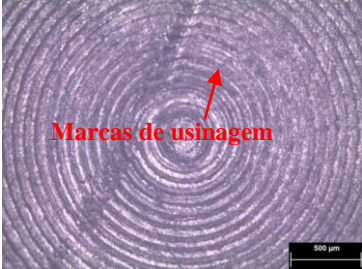
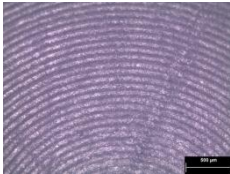
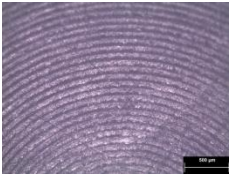
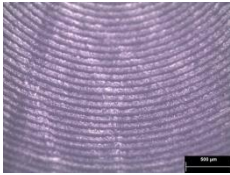
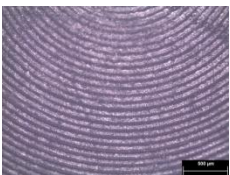
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 B		 Marcas de usinagem		
			RA	RLI
				

Tabela A.4 – Imagens do *liner* 28 D virgem.


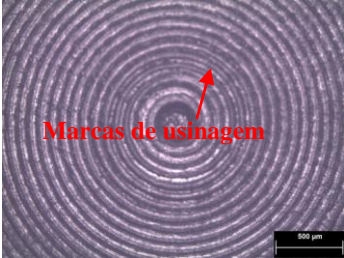
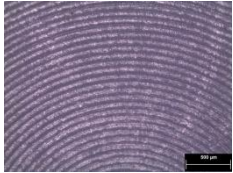
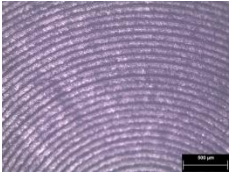
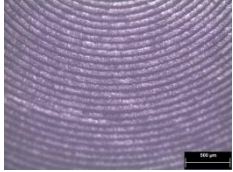
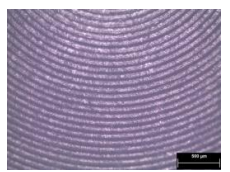
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 D		 <p>Marcas de usinagem</p>		
				

Tabela A.5 – Imagens do *liner* 32 C virgem.

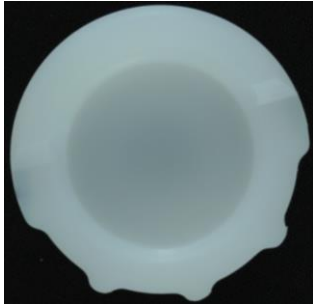
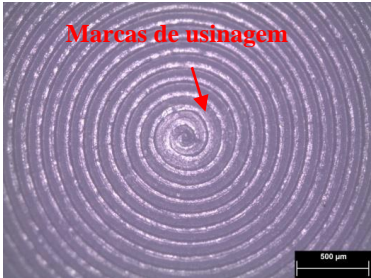
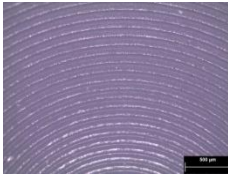
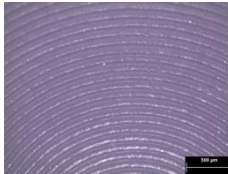
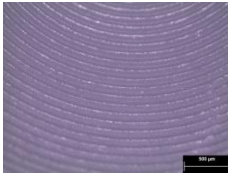
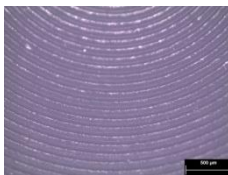
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
			RA	RLI
				

Tabela A.6 – Imagens do *liner* 32 D virgem.

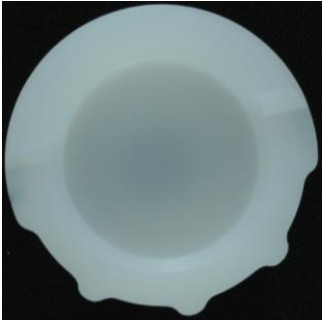

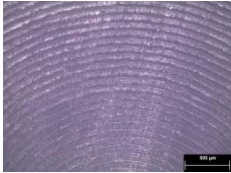
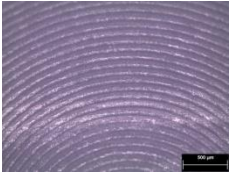
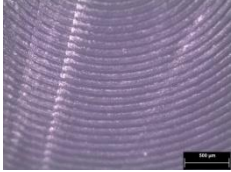
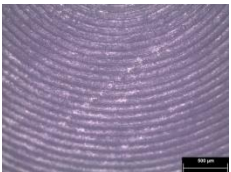
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.7 – Imagens do *liner* 22 A – 500 mil ciclos.

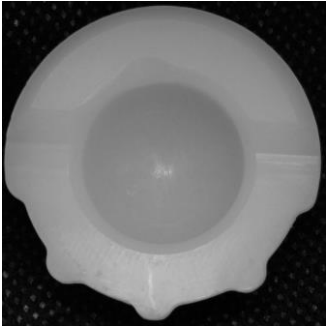
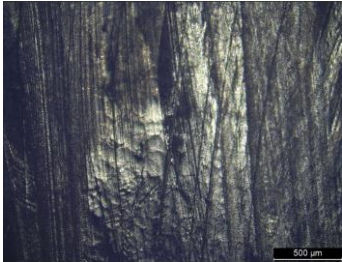
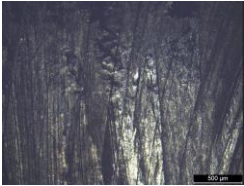
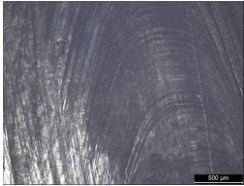
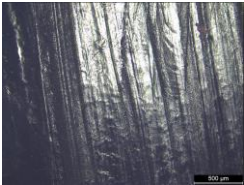

<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 A				
			RA	RLI
				

Tabela A.8 – Imagens do liner 22 F – 500 mil ciclos.

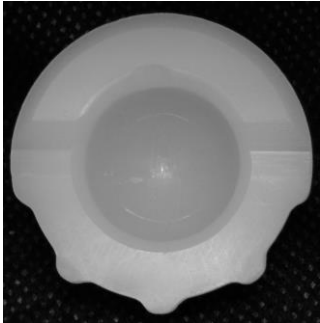


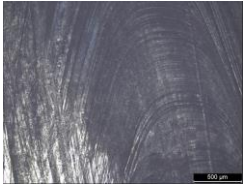

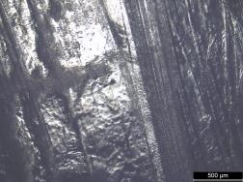
Liner	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 F				
			RA	RLI
				

Tabela A.9 – Imagens do *liner* 28 B – 500 mil ciclos.

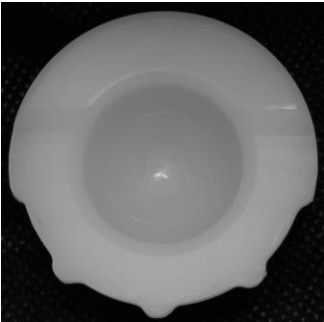
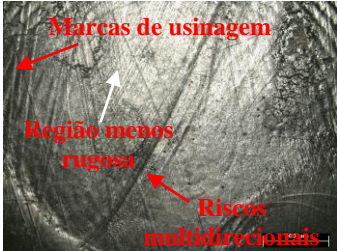
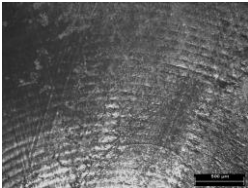
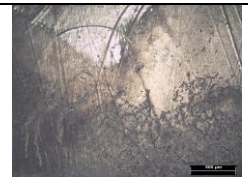
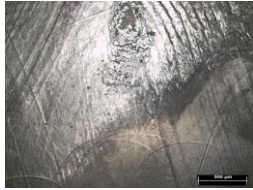
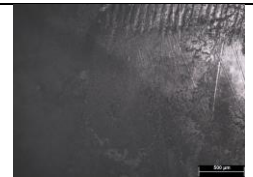
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 B			 	 

Tabela A.10 – Imagens do *liner* 28 D – 500 mil ciclos.

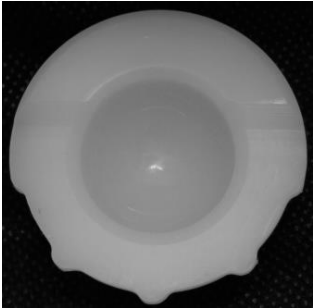
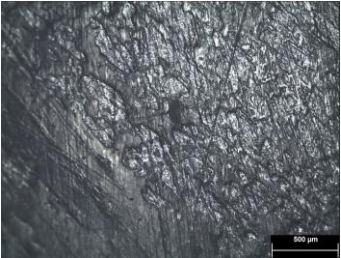
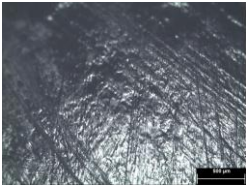
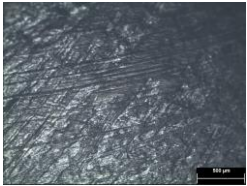
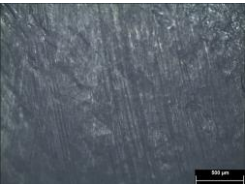
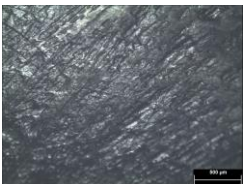
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 D				
				

Tabela A.11 – Imagens do *liner* 32 C – 500 mil ciclos.

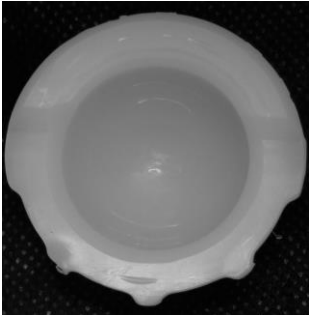
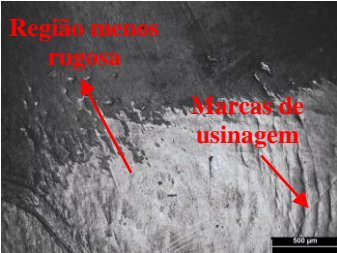
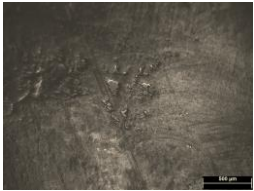
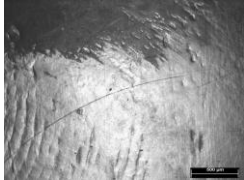
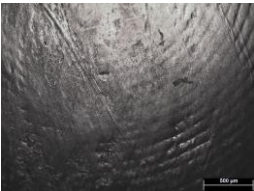
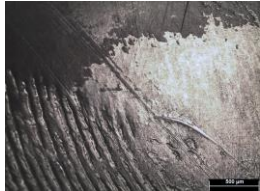
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
				

Tabela A.12 – Imagens do *liner* 32 D – 500 mil ciclos.



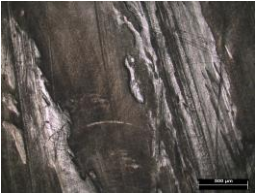
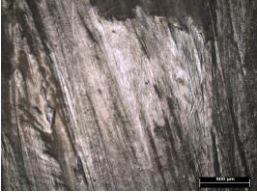

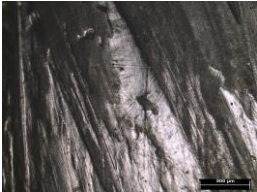
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 D				
				

Tabela A.13 – Imagens do *liner* 22 A – 1 milhão de ciclos.


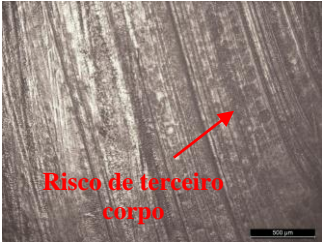
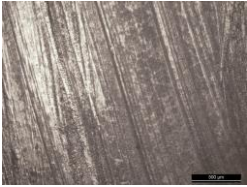
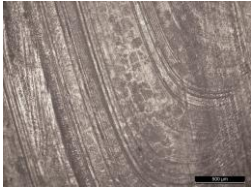
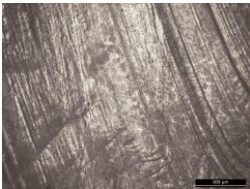
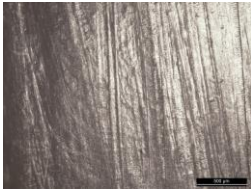
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 A				
			RA	RLI
				

Tabela A.14 – Imagens do *liner* 22 F – 1 milhão de ciclos.


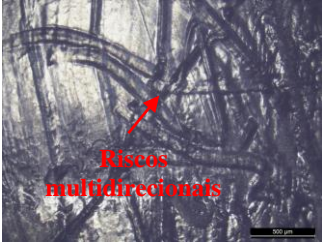
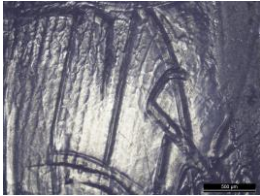
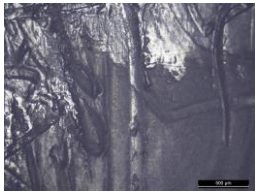
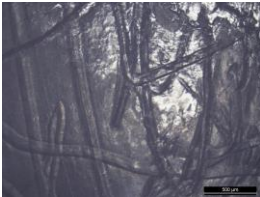

<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 F		 <p>Riscos multidirecionais</p>		
			RA	RLI
				

Tabela A.15 – Imagens do *liner* 28 B – 1 milhão de ciclos.

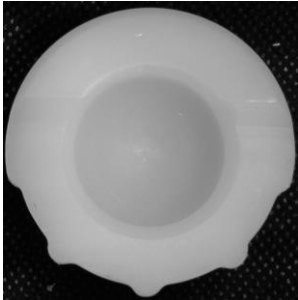
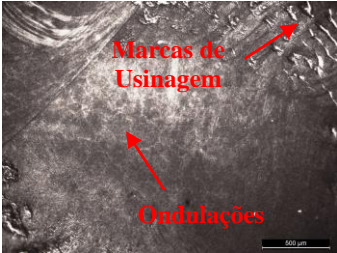
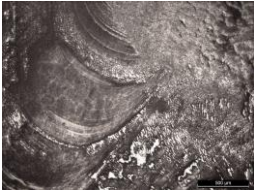
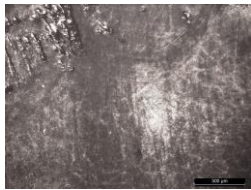
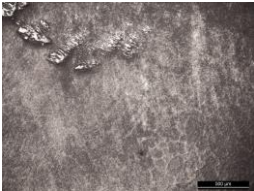
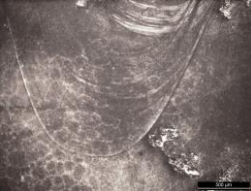
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 B				
			RA	RLI
				

Tabela A.16 – Imagens do *liner* 28 D – 1 milhão de ciclos.


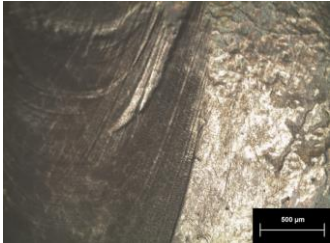
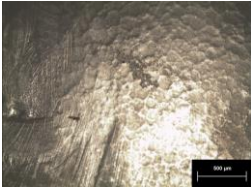
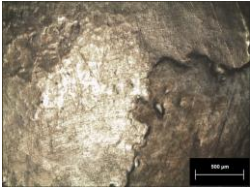
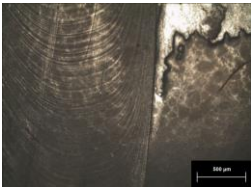

<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.17 – Imagens do *liner* 32 C – 1 milhão de ciclos.


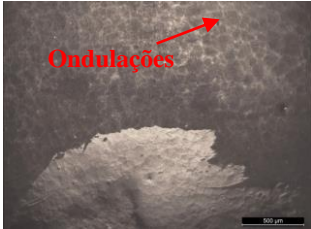
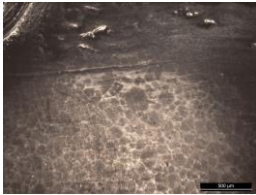
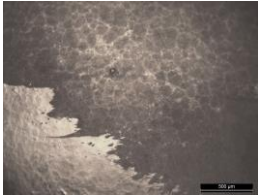
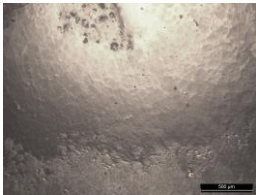
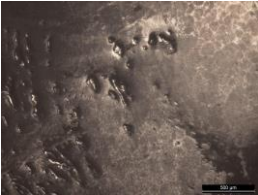
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
			RA	RLI
				

Tabela A.18 – Imagens do *liner* 32 D – 1 milhão de ciclos.

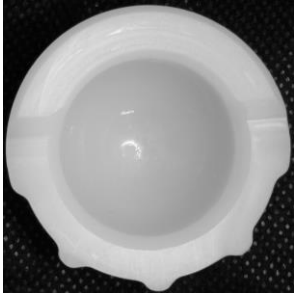
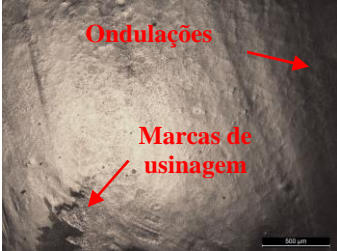
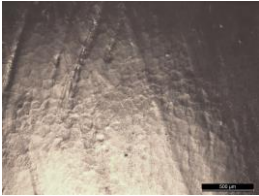
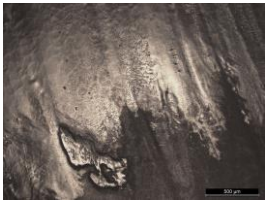
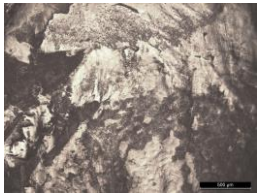
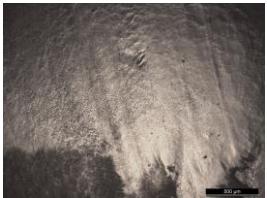
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.19 – Imagens do *liner* 22 A – 1,5 milhão de ciclos.


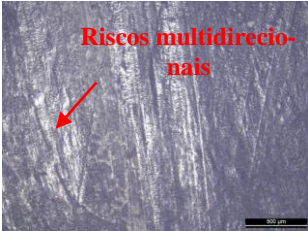
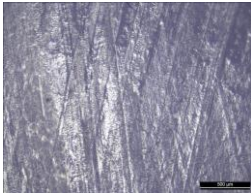
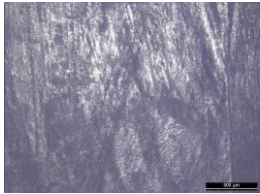
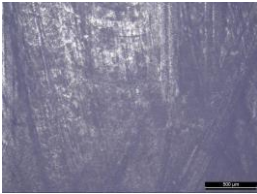
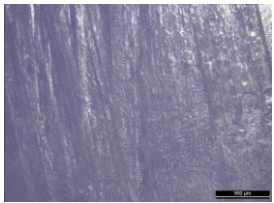
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 A				
			RA	RLI
				

Tabela A.20 – Imagens do *liner* 22 F – 1,5 milhão de ciclos.



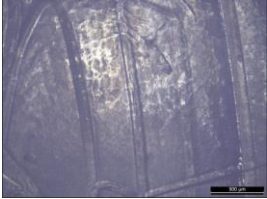
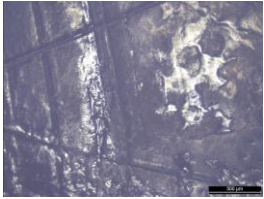

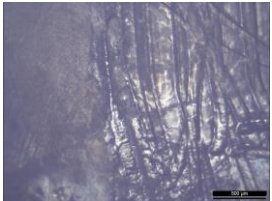
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 F				
			RA 	RLI 

Tabela A.21 – Imagens do *liner* 28 B – 1,5 milhão de ciclos.

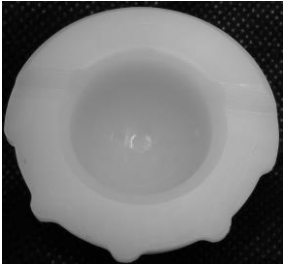

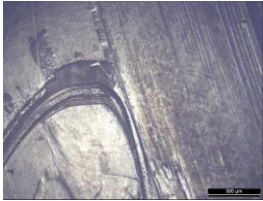
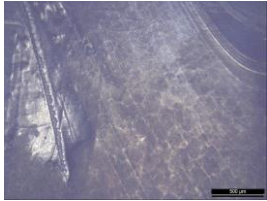
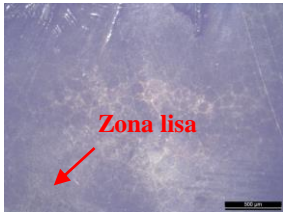
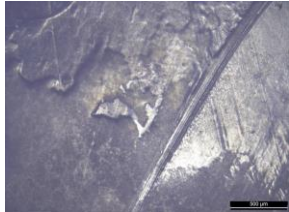
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 B				
			RA	RLI
				

Tabela A.22 – Imagens do *liner* 28 D – 1,5 milhão de ciclos.


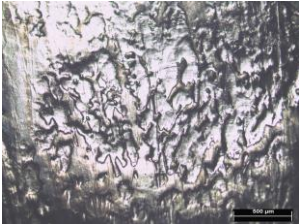
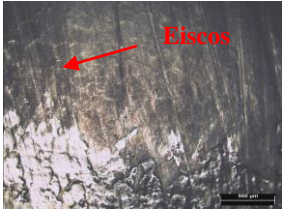
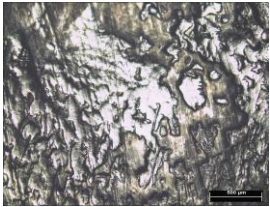
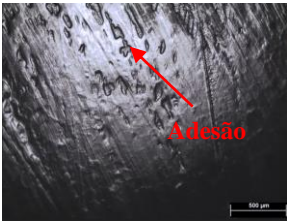
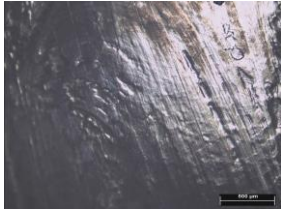
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.23 – Imagens do *liner* 32 C – 1,5 milhão de ciclos.



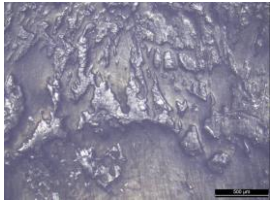
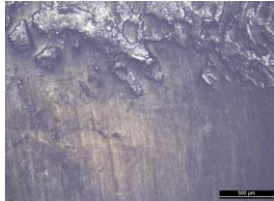


<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
			RA 	RLI 

Tabela A.24 – Imagens do *liner* 32 C – 1,5 milhão de ciclos.


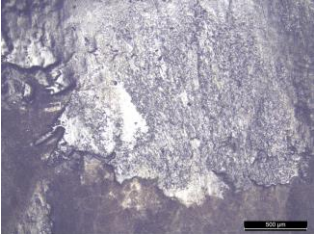
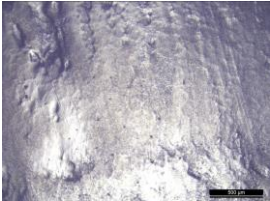
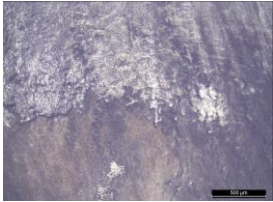


<i>Li- ner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.25 – Imagens do *liner* 22 A – 2 milhões de ciclos.

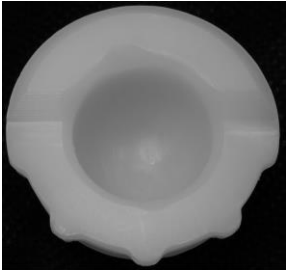
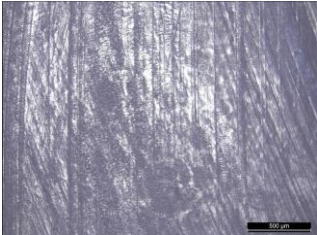
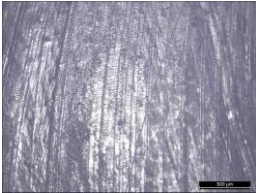
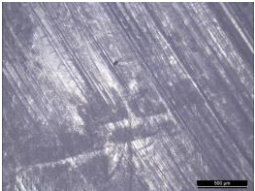
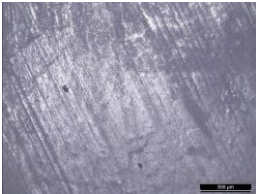
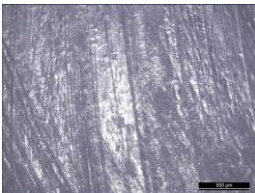
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 A				
			RA	RLI
				

Tabela A.26 – Imagens do *liner* 22 F – 2 milhões de ciclos.

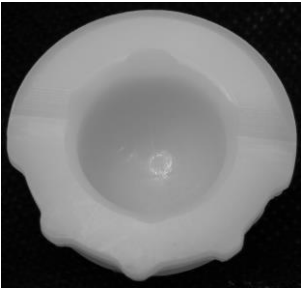

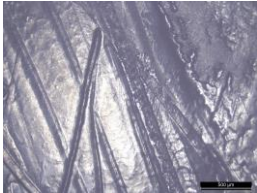
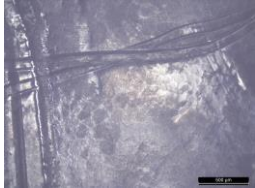
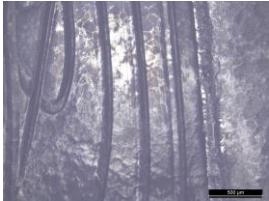
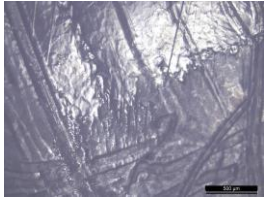
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
22 F				
			RA	RLI
				

Tabela A.27 – Imagens do *liner* 28 B – 2 milhões de ciclos.



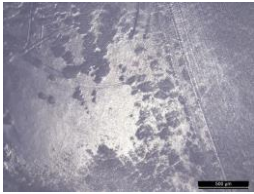
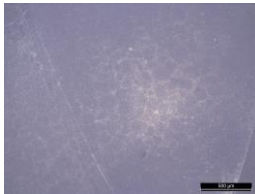

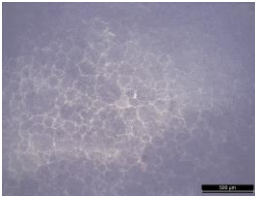
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 B				
			RA 	RLI 

Tabela A.28 – Imagens do *liner* 28 D – 2 milhões de ciclos.

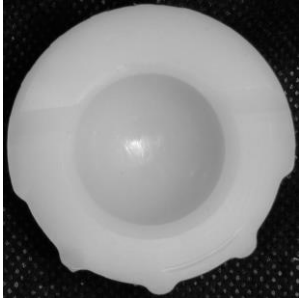
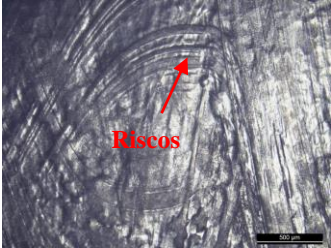
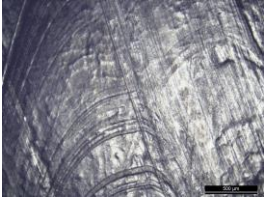
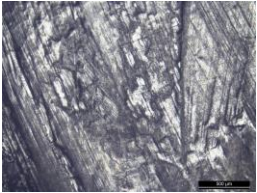
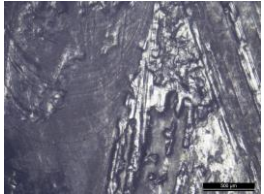
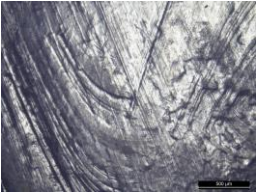
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
28 D				
			RA	RLI
				

Tabela A.29 – Imagens do *liner* 32 C – 2 milhões de ciclos.


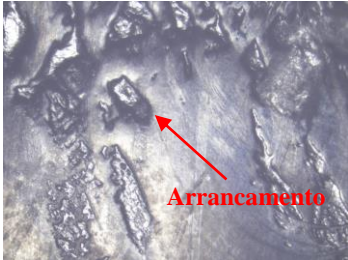
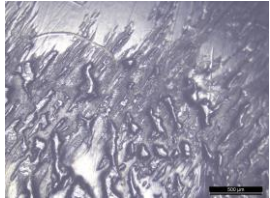
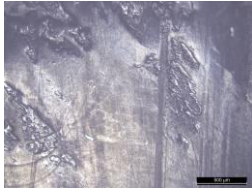
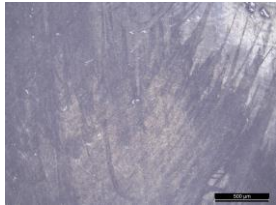
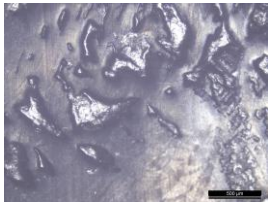
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
			RA	RLI
				

Tabela A.30 – Imagens do *liner* 32 D – 2 milhões de ciclos.


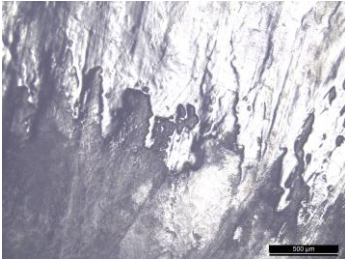
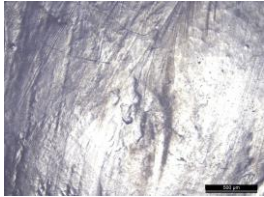
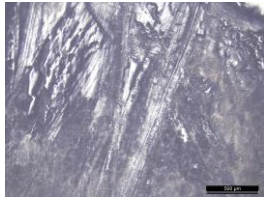
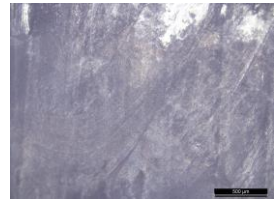
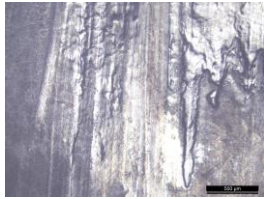
<i>Liner</i>	Imagem macro	Centro	RP	RLE
32 C				
			RA	RLI
				

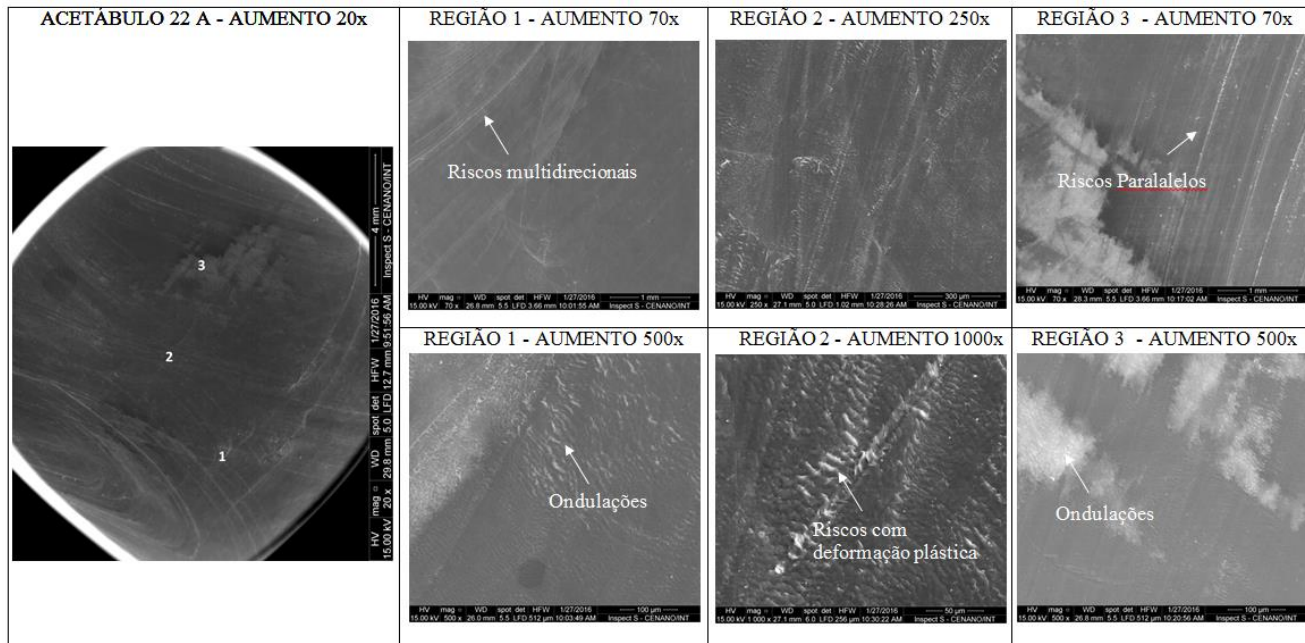
Tabela A.31 – Imagens MEV do *liner* 22 A – 2 milhões de ciclos.

Tabela A.32 – Imagens MEV do *liner* 22 A – 2 milhões de ciclos.





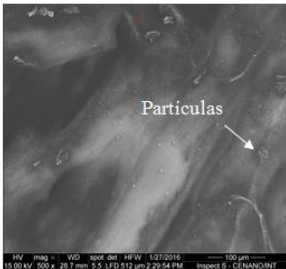
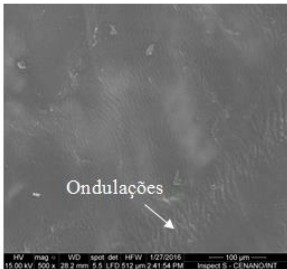
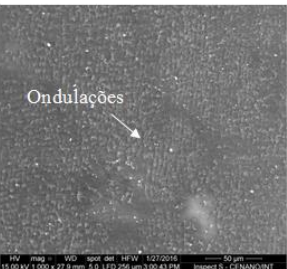
ACETABULO 22 F - AUMENTO 20x	REGIÃO 1 - AUMENTO 70x	REGIÃO 2 - AUMENTO 70x	REGIÃO 3 - AUMENTO 70x
 <p>15.00 kV 22.0 x 27.1 mm 5.0 LFD 11.8 mm 2:08:10 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>	 <p>15.00 kV 70.0 x 29.8 mm 5.0 LFD 3.66 mm 2:04:14 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>	 <p>15.00 kV 70.0 x 27.8 mm 5.0 LFD 3.66 mm 2:35:08 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>	 <p>15.00 kV 70.0 x 27.8 mm 5.0 LFD 3.66 mm 2:53:44 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>
	REGIÃO 1 - AUMENTO 500x	REGIÃO 2 - AUMENTO 500x	REGIÃO 3 - AUMENTO 1000x
	 <p>15.00 kV 500.0 x 29.7 mm 5.5 LFD 512.00 µm 2:29:54 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>	 <p>15.00 kV 500.0 x 29.7 mm 5.5 LFD 512.00 µm 2:41:54 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>	 <p>15.00 kV 1.000 x 27.9 mm 5.0 LFD 256.00 µm 3:00:43 PM HV mag WD spot det HFW 1/27/2016 Inspect S - CENAMOUNT</p>

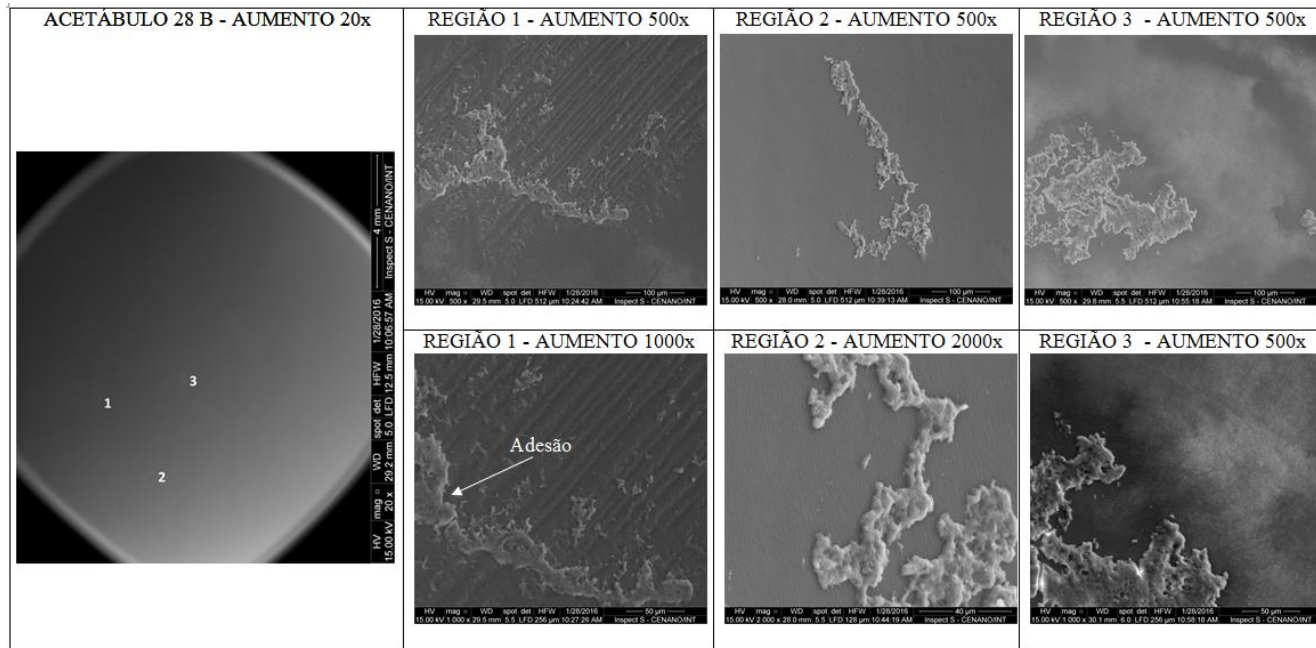
Tabela A.33 – Imagens MEV do *liner* 28 B – 2 milhões de ciclos.

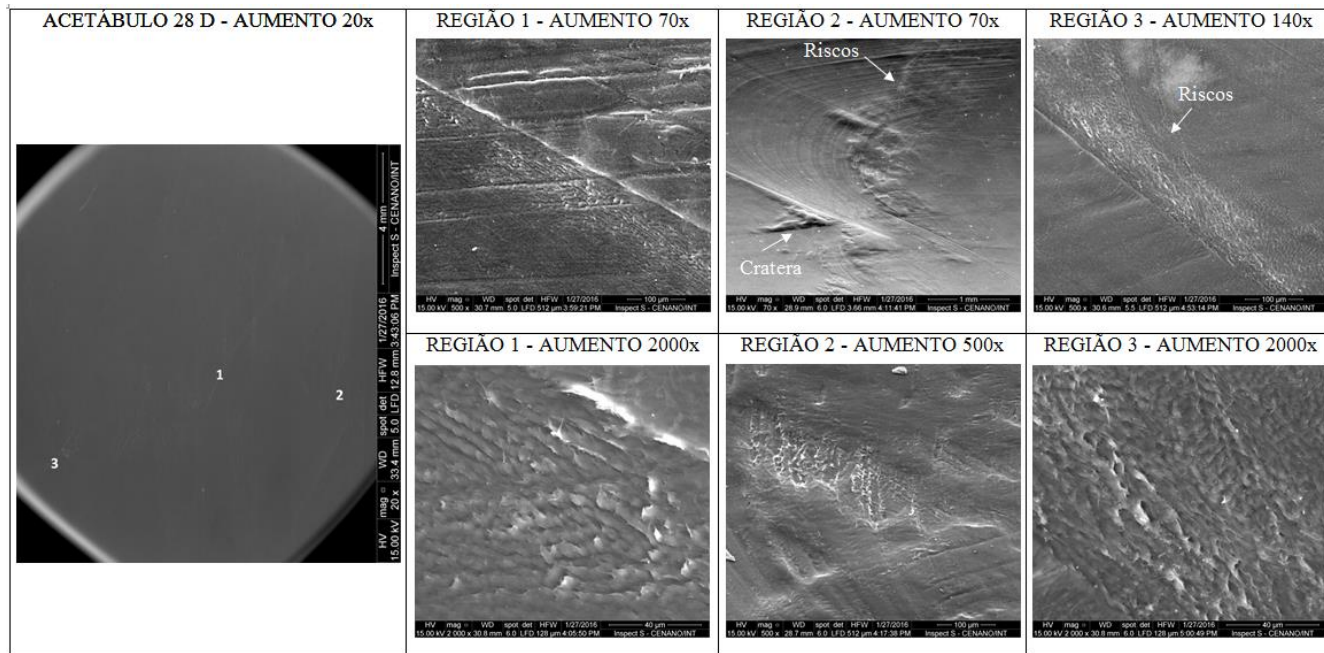
Tabela A.34— Imagens MEV do *liner* 28 D – 2 milhões de ciclos.

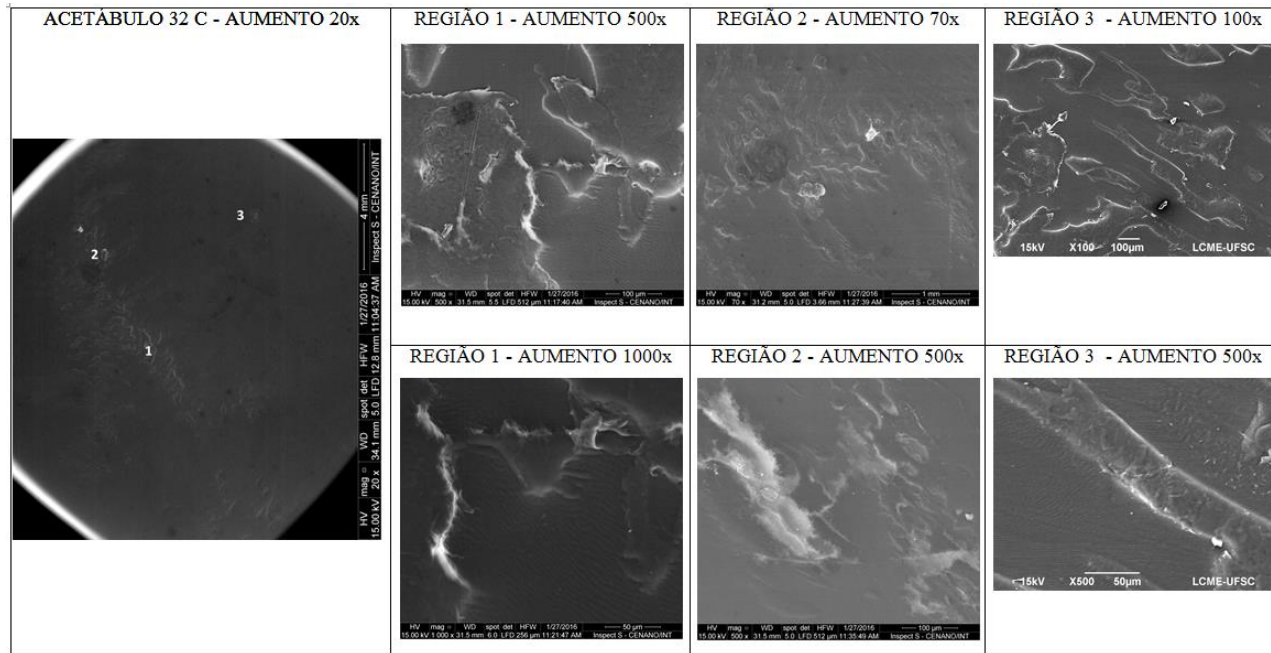
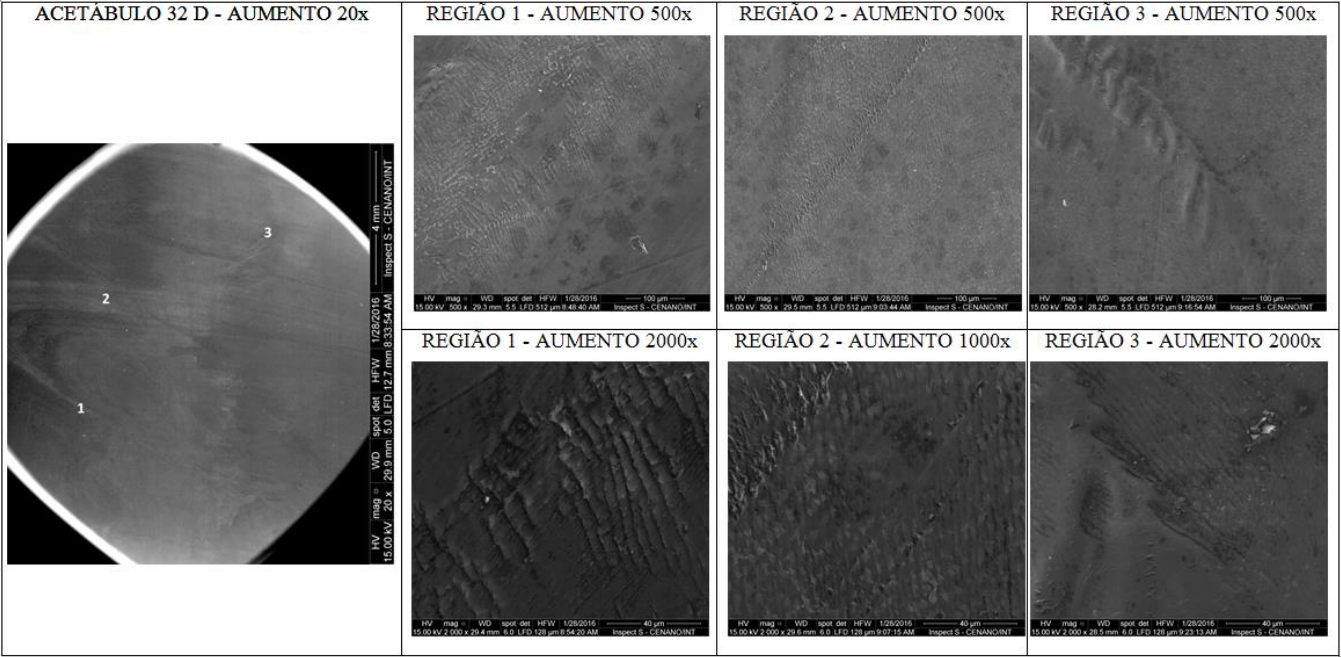
Tabela A.35 – Imagens MEV do *liner* 32 C – 2 milhões de ciclos.

Tabela A.36 – Imagens MEV do *liner* 32 D – 2 milhões de ciclos.



APÊNDICE B – O POLIETILENO

A razão do uso do polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE – abreviação em inglês) em próteses de ATQ se deve ao fato de ser um material de excelente biocompatibilidade, relativos baixo atrito e desgaste, boa resistência mecânica e estabilidade química no ambiente fisiológico do corpo (STACHOWIAK, 2006). Segundo Kurtz (2004) o UHMWPE é o único polímero que reúne excelentes propriedades físicas e mecânicas em conjunto, dando destaque à resistência ao impacto, à abrasão e à boa lubrificação, além de ser quimicamente inerte.

Esse material apresenta, em contra partida, deficiências relacionadas à geração de partículas de desgaste devido à ação abrasiva ou de transferência de filme provenientes do deslizamento contra as asperezas de uma superfície dura (ou partículas de terceiro corpo aprisionadas na interface) ou devido à fadiga. As partículas geradas apresentam cerca de 10 µm de tamanho e não são biocompatíveis (STACHOWIAK, 2006).

Estrutura molecular

Quanto à estrutura molecular o UHMWPE é classificado como um polímero semi cristalino. O que define esse tipo de classificação é o arranjo, o formato, o tamanho das moléculas e o efeito do cristal no seu estado sólido. Esse arranjo se dá nas regiões ordenada e desordenada, i.e. cristalina (onde as moléculas estão arranjadas no espaço exibindo regularidade e repetitividade) e amorfa (que apresenta completa desordem na disposição molecular).

As moléculas de UHMWPE são formadas por numerosas repetições de monômeros de etileno (C_2H_4) que é um gás cujo peso molecular é 28 u, sendo que a fórmula química genérica para o polietileno é $-(C_2H_4)_n-$, onde n é o grau de polimerização. Uma representação esquemática das estruturas químicas do etileno e do polietileno é apresentada na Figura B.1

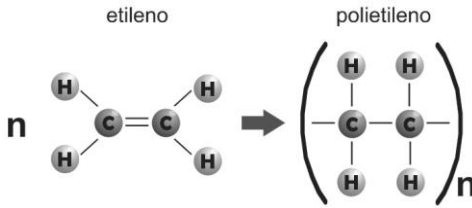


Figura B.1 – Moléculas de etileno e polietileno

O UHMWPE pode ser interpretado analogamente a uma liga metálica bifásica, possuindo pequenas regiões cristalinas (chamadas cristallitos) dispersas no material amorfo restante. O modelo descritivo da morfologia dos polímeros mais aceito atualmente é o modelo das cadeias dobradas. Inúmeros polímeros (incluindo o polietileno) são cristalizados a partir de uma massa fundida, formando estruturas esferulíticas, que consistem em um agregado de cristallitos com cadeias dobradas (plaqueas finas, de formato regular e espessura de 10 nm a 20 nm, com comprimentos em torno de 10 μm) se estendendo para fora a partir de um único sítio de nucleação localizado no seu centro. As esferulitas são consideradas o análogo polimérico dos grãos dos metais e cerâmicos policristalinos (CALLISTER JR., 2012). Uma ilustração esquemática da microestrutura do polietileno é apresentada na Figura B.2.

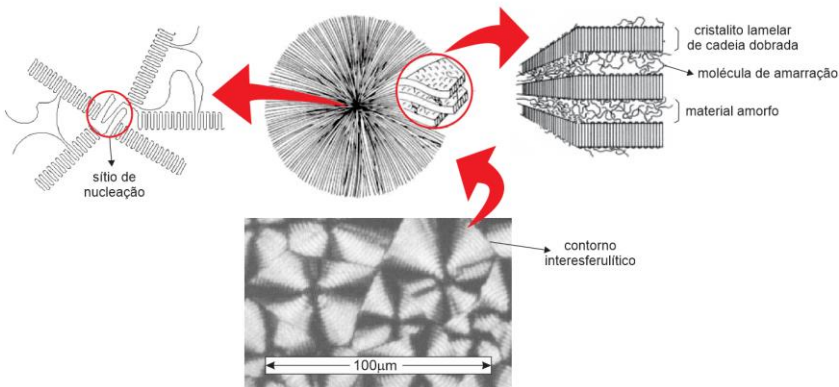


Figura B.2 – Micrografia mostrando a estrutura esferulítica do polietileno com representação esquemática detalhada.

Propriedades tribológicas dos polímeros semicristalinos

A classe dos polímeros semicristalinos apresenta uma variedade de respostas ao dano ou de formas de desgaste por transferência de material através de uma película que adere à superfície mais dura. Uma das peculiaridades dos polímeros semicristalinos está na possibilidade do processo de transferência de material durante o deslizamento ser isotérmico ou adiabático. Além disso, o comportamento do desgaste por transferência isotérmico pode ser subdividido em três casos, são eles, a inexistência de camada de transferência (como exemplo tem-se o polipropileno), a transferência de uma camada molecular suave bem orientada e de fraca aderência (caso que ocorre para o UHMWPE) e a transferência de material granuloso (exemplo o polietileno de baixa densidade).

O tipo de transferência que ocorre no UHMWPE proporciona um baixo coeficiente de atrito dinâmico. O filme formado na transferência de material, entretanto, pode ser suprimido pela presença de movimento de rotação e/ou devido à rugosidade apresentada pelas superfícies em contato (STACHOWIAK, 2006).

Propriedades Mecânicas do Polietileno (UHMWPE)

O UHMWPE tem suas propriedades mecânicas inextricavelmente relacionadas à sua estrutura química, peso molecular, organização cristalina e história térmica (KURTZ *et al.*, 1999)

Essas propriedades mecânicas se relacionam com a resistência ao desgaste de maneira muito complexa e são determinadas por quatro fatores (WANG *et al.*, 1998), quais sejam:

- Cristalinidade (balanço entre as regiões cristalina e amorfa);
- Número de conexões entre as regiões cristalinas, que é inversamente proporcional à espessura do cristalito;
- Número e natureza das conexões entre as regiões amorfas. Ou seja, o grau de emaranhados mecânicos e reticulados (*cross-links*); e
- Presença ou ausência de orientação dos cristalitos.

Segundo Wang *et al.* (1998) o módulo elástico e a tensão limite de escoamento são muito mais sensíveis à orientação cristalina e mudanças de cristalinidade que outras propriedades. O módulo elástico cresce

quase que linearmente com o aumento da cristalinidade e o aumento do módulo elástico sem o aumento da tensão limite de escoamento aumenta a probabilidade de contato plástico no UHMWPE, pois uma menor deformação seria capaz de alcançar o ponto de fluência do material, o que pode ocasionar crescimento na taxa de desgaste.

Segundo Rinmac e Kurtz (2005) as formulações de UHMWPE utilizadas em aplicações ortopédicas utilizam tipicamente valores entre 2 e 6 milhões g/mol com um grau de polimerização entre 71.000 e 214.000. As propriedades físicas e mecânicas tipicamente são dadas nas faixas de: densidade de 0,932 – 0,945 g/ml, módulo elástico de 0,8 – 1,6 GPa, tensão de escoamento de 21 – 28 MPa, alongamento de fratura de 350 – 525% e tensão de ruptura de 39 – 48 MPa. À temperatura corporal (37 °C) o material pode ser descrito como viscoelástico linear quando submetido a pequenas deformações e transitando para o regime viscoplástico quando ocorre escoamento. A temperatura de transição vítrea para o UHMWPE é de aproximadamente -150 °C.

Com relação à normatização, a fabricação do UHMWPE para implantes segue os padrões da ISO 5834-1 ou da ASTM F648 (KURTZ, 2004)

Segundo Kurtz (2004) a nomenclatura do UHMWPE é alterada de maneira muito frequente, complicando a comparação e revisão das condições de processamento do material utilizado em próteses.

Em décadas passadas como nos anos 80 até meados dos anos 90 a esterilização mais comum era por meio de radiação na presença de ar. Isso indica que os estudos de longevidade *in vivo* de degradação oxidativa têm que ser avaliados levando em consideração esse fato.

Um dos maiores produtores de UHMWPE para produtos médicos, a Ticona, altera a nomenclatura de seus produtos de tempos em tempos. O prefixo GUR relacionado à marca desta empresa (que é a maior fornecedora de polietileno ortopédico para o mercado dos EUA) se refere à resina utilizada e vem de Granular, UHMWPE e Ruhrchemie (cidade de origem). Para diferenciar o polietileno ortopédico dos outros tipos produzidos o polietileno pode ser encontrado comercialmente sob o nome de CHIRULEN.

Outra grande fabricante, a Montell costuma nomear seus produtos com a nomenclatura 1900, também atribuída à resina. Esta nomenclatura é mais estável ao longo das últimas décadas.

Além da constante mudança na nomenclatura comercial, há o fato da classificação de polímeros ser relativamente moderna e, por isso, não muito bem definida há poucos anos atrás. Na década de 60, por

exemplo, o UHMWPE era classificado como uma forma de polietileno de alta densidade (em inglês HDPE) pela indústria de polímeros.

A esterilização do UHMWPE utilizado em articulações artificiais totais

O uso da radiação ionizada para esterilização (usualmente entre 25 e 40kGy) modifica a formação micro estrutural (ocasionando a reticulação ou *crosslinking*) causando mudanças nas propriedades e performance do UHMWPE nas próteses de ATQ (RINMAC e KURTZ, 2005).

A radiação na presença de oxigênio torna-se negativa do ponto de vista da densidade de emaranhamento de cadeias moleculares longas, bem como a concentração de moléculas de união (*tiemolecules*), que na região amorfa são os fatores que proporcionam ótimas propriedades mecânicas para o polietileno (MEDEL *et al.*, 2005). O que ocorre é a divisão das cadeias moleculares e o surgimento de radicais livres na região amorfa e superfícies cristalinas. Esses radicais livres com o tempo se unem às moléculas de oxigênio, resultando na formação de hidroperóxidos, causando adicionais quebras de cadeias poliméricas e a consequente fragilização do polietileno, reduzindo sua resistência à fadiga, resistência ao desgaste e tenacidade à fratura (CAMPBELL *et al.*, 2004).

Na radiação realizada em ambiente inerte o *crosslinking* se sobrepõe à quebra das moléculas. Nesse caso ocorre uma desidrogenação considerável do polímero, devido à quebra da ligação C-H, à difusão do H e à formação de ligações químicas C=C, o que produz efeito de ligações cruzadas da cadeia polimérica, resultando em uma rede de carbono de alta densidade (ROCHA, 2006). A Figura B.3 esquematiza os efeitos da esterilização sobre o UHMWPE.

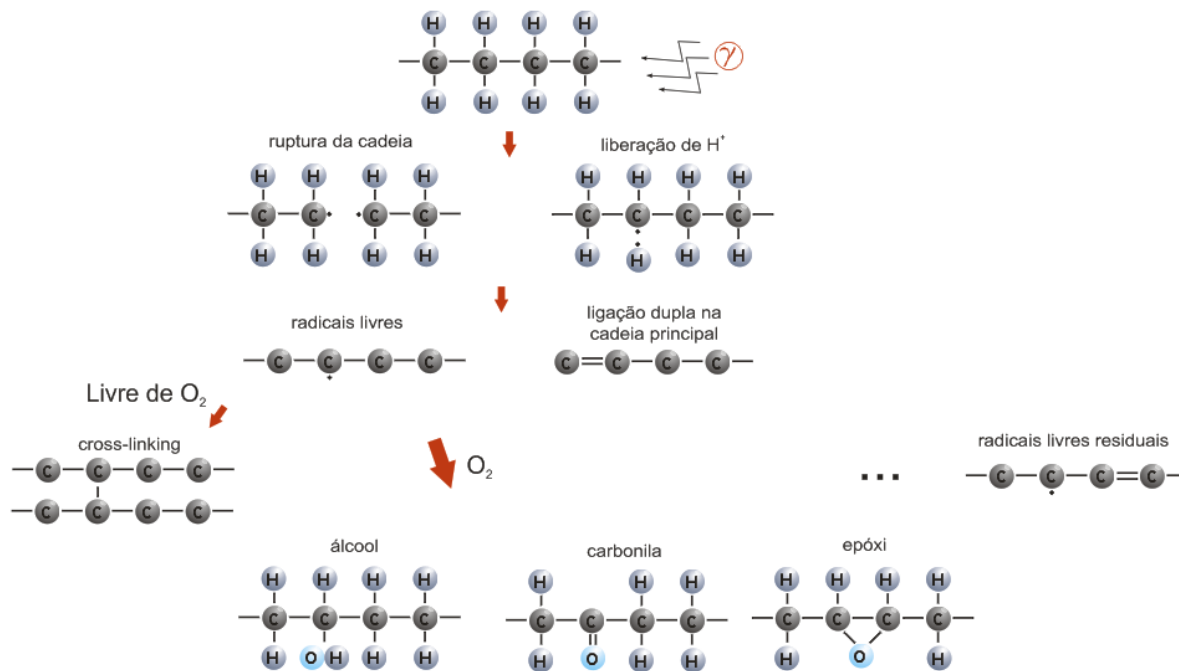


Figura B.3 – Processos decorrentes da esterilização por irradiação.

Segundo Campbell *et al.* (2004) a melhoria na resistência ao desgaste quando o polietileno é submetido à reticulação é da faixa de 30% a 50%. Porém, mesmo realizada em ambiente livre de oxigênio há a ocorrência de radicais livres residuais, o que leva a uma potencial oxidação nos implantes de polietileno esterilizados por radiação gama (ou mesmo beta, com alguma vantagem quando se utiliza esse último). Isso faz com que outras formas de esterilização sem radiação se tornem interessantes, como exemplo tem-se o plasma ou o óxido de etileno. Esses métodos não geram radicais livres, porém não provocam a reticulação, não melhorando a resistência ao desgaste.

Comportamento mecânico do polietileno

Com relação ao comportamento mecânico o polietileno é classificado como um plástico que pertence ao grupo dos termoplásticos. Isso significa que sob, o efeito da temperatura e pressão, modifica sua consistência. Esse fato revela a desvantagem do material, que é possuir propriedades sensíveis termicamente. Haja vista que, considerando o estado sólido como inicial, em determinadas temperaturas e pressões o polietileno pode amolecer e fluir, solidificando quando retorna-se às condições originais.

O comportamento mecânico de um material é dado pela resposta que este apresenta quando submetido à tensão ou deformação. Os polímeros se caracterizam por apresentar um comportamento intermediário entre a elasticidade e a viscosidade, recebendo a classificação de materiais viscoelásticos.

Os materiais viscoelásticos apresentam a relação entre tensão e deformação dependente do tempo, ou seja, são caracterizados por uma relação constitutiva na qual a tensão instantânea não depende somente da deformação instantânea, mas também do histórico de deformação.

Um material viscoelástico submetido a uma tensão constante apresenta uma deformação dependente do tempo (fenômeno de *creep* ou fluência). Quando submetido a uma deformação constante apresenta uma resposta de tensão dependente do tempo (fenômeno de relaxação). Os metais também apresentam *creep* e relaxação, porém isso ocorre em

altas temperaturas, enquanto que nos polímeros os fenômenos são observados em temperatura ambiente.

O UHMWPE quando utilizado como material implantável apresenta variações de comportamento em relação às suas propriedades medidas em temperatura ambiente. Isso porque além da diferença de temperatura (37 °C para o corpo humano) os dispositivos implantados funcionam imersos em fluido corporal. A realização de testes com o UHMWPE imerso em solução salina, simulando o fluido corporal, mostra que a tensão de escoamento sofre maior influência da temperatura, enquanto o módulo de elasticidade se mostra bastante sensível à imersão em solução salina, apresentando uma queda de mais de 50% do seu valor a seco e em temperatura ambiente, como pode ser visto em Croop e Lobo (2010). A Figura 2.4 apresenta uma curva tensão deformação para o UHMWPE imerso em solução salina em temperatura ambiente e a 37 °C.

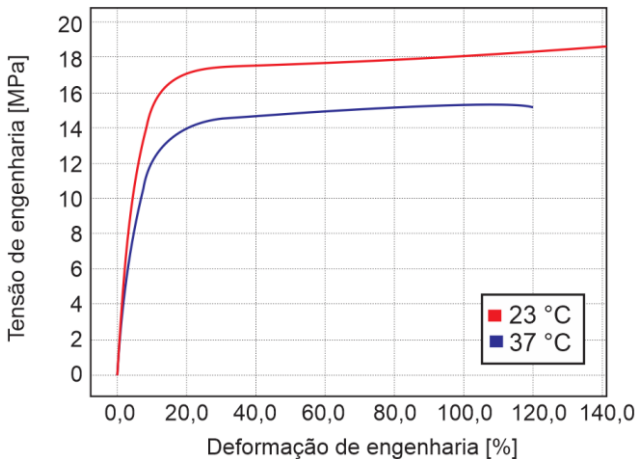


Figura B.4 – Curva tensão deformação UHMWPE imerso em solução salina em temperaturas de 23°C e 37°C (Adaptado de CROOP e LOBO, 2010)